

Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**SW pro analýzu a modelování karcinomů prostaty a močového
měchýře**

**SW for Analysis and Modeling of Prostate Carcinomas and
Bladder**

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Denisa Kurowská**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **SW pro analýzu a modelování karcinomů prostaty a močového měchýře**
SW for Analysis and Modeling of Prostate Carcinomas and Bladder
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování zobrazovacích metod karcinomů prostaty, močového měchýře a koncové části rekta.
2. Rešerše metod pro automatizovanou detekci prostaty a močového měchýře z obrazových dat.
3. Design přístupu pro předzpracování obrazových dat močového měchýře a prostaty.
4. Návrh segmentačního modelu pro identifikaci karcinomů prostaty.
5. Návrh segmentačního algoritmu pro identifikaci močového měchýře.
6. Extrakce příznaků navržených modelů karcinomů prostaty a močového měchýře.
7. Tetování algoritmů na reálných klinických datech.
8. Návrh a realizace SW prostředí pro analýzu a modelování karcinomů prostaty a močového měchýře.
9. Vyhodnocení výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] SURI, Jasjit S., David Lynn WILSON a Swamy LAXMINARAYAN, ed. *Handbook of biomedical image analysis*. Volume II, Segmentation Models. New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers, c2005. Topics in biomedical engineering international book series. ISBN 0-306-48605-9.
- [2] RUSS, John C. *The image processing handbook*. 5th ed. Boca Raton: CRC/Taylor & Francis, c2007. ISBN 978-0-8493-7254-4.
- [3] GONZALEZ, Rafael C. a Richard E. WOODS. *Digital image processing*. 2nd ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2002. ISBN 0-201-18075-8.
- [4] BIRKFEELLNER, Wolfgang. *Applied medical image processing: a basic course*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, c2014. ISBN 978-1-4665-5557-0.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Jan Kubiček, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2019

Datum odevzdání: 30.04.2020



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Veškeré publikace a literární prameny, ze kterých jsem čerpala, jsou řádně citovány a obsaženy ve zdrojích práce.

Datum: 05.05.2020



.....

Bc. Denisa Kurowská

Poděkování

Touto cestou bych ráda poděkovala panu Ing. Janu Kubíčkoví, Ph.D. vedoucímu mé diplomové práce, za odborné vedení, cenné rady, připomínky a konzultace, které mi pomohly zpracovat tuto diplomovou práci. Dále chci poděkovat Fakultní nemocnici Ostrava za poskytnutá data, která přispěla k dokončení a zhodnocení výsledku mé práce. Poděkování patří i mé rodině, blízkým přátelům a příteli za podporu během celého mého studia.

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá návrhem algoritmu pro segmentaci karcinomu prostaty a močového měchýře z CT a MRI snímků. Přesné zobrazení a zakreslení hranic prostaty a močového měchýře (kritického orgánu) je klíčovým problémem radioterapie karcinomu prostaty. Manuální segmentace lékařů, která je v současné době používána v klinické praxi, je časově náročná a často ovlivněna dovednostmi a zkušenostmi lékařů. Navržená metoda je založena na segmentaci pomocí aktivních kontur, která funguje na principu statistického rozložení intenzit pixelů v obraze. Segmentační proces zmíněných orgánů je spuštěn po vymezení oblasti zájmu a inicializaci počátečního bodu kontury uživatelem, proto navržená metoda je považována za poloautomatickou. Výsledné kontury jednotlivých orgánů jsou porovnány s manuální segmentací vytvořenou lékařem pomocí střední kvadratické chyby, korelace a DICE koeficientu. V další části testování je vypočítána a porovnána plocha automaticky a manuálně vytvořených segmentů karcinomu prostaty a močového měchýře. Díky těmto kvantifikačním komparacím a výpočtům je zhodnocena úspěšnost použité segmentační metody. Návrh této metody a testování bylo realizováno v prostředí MATLAB. Praktickým výstupem je graficko-uživatelské rozhraní, které umožňuje výsledné segmentace exportovat, archivovat a případně dále zpracovat.

Klíčová slova

Segmentace obrazu, Karcinom prostaty, močový měchýř, předzpracování obrazu, filtrace, aktivní kontury, počítačová tomografie, magnetická rezonance, radioterapie, Dice koeficient, střední kvadratická chyba, korelace, 3D model, GUI.

Abstract

This diploma thesis deals with the design of an algorithm for the segmentation of prostate cancer and bladder from CT and MRI images. An accurate depiction and delineation of the prostate and bladder (critical organ) boundaries is a key radiotherapy prostate cancer problem. Physicians currently use manual segmentation. In clinical practice, this method is time-consuming and often affected by the skills and experience of physicians. The proposed method is based on an active contour segmentation, which works on the principle of a statistical distribution of pixel intensities in the image. The segmentation process of these organs will be started after delimiting the area of interest and the contour initializing the start point by the user, therefore, the proposed method is considered semi-automatic. The resulting contours of the individual organs are compared with manual segmentation created by the physician using the mean quadratic error, correlation, and DICE coefficient. In the next part of the testing, the area of automatically and manually created segments of the prostate cancer and bladder is calculated and compared. Thanks to these quantification comparisons and calculations the success of the used segmentation method is evaluated. The design and testing of this method were conducted in MATLAB. The practical output is a graphical user interface that shows the resulting segmentation. This segmentation can be exported, archived and further processed.

Key words

Segmentation of images, prostate cancer, bladder, image preprocessing, filtration, active contours, computed tomography, magnetic resonance, radiotherapy, Dice coefficient, mean squared error, correlation, 3D models, GUI.

Obsah

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------|
| Seznam použitých symbolů | - 10 - |
| Seznam použitých zkratk..... | - 11 - |
| Seznam obrázků | - 13 - |
| Seznam tabulek..... | - 16 - |
| Úvod..... | - 17 - |
| 1 Močový měchýř | - 18 - |
| 1.1 Nežádoucí účinky radioterapie | - 18 - |
| 2 Prostata | - 19 - |
| 2.1 Fyziologie prostaty | - 20 - |
| 2.2 Karcinom prostaty | - 20 - |
| 2.2.1 Epidemiologie | - 21 - |
| 2.3 Radioterapie karcinomu prostaty..... | - 22 - |
| 2.3.1 Vyznačení cílového objemu a kritických orgánů | - 22 - |
| 3 Zobrazovací metody karcinomu prostaty, močového měchýře a koncové části rekta..... | - 24 - |
| 3.1 Ultrasonografické vyšetřovací metody..... | - 24 - |
| 3.1.1 Transrektální ultrasonografie..... | - 24 - |
| 3.2 Magnetická rezonance (MRI)..... | - 25 - |
| 3.3 Výpočetní tomografie (CT)..... | - 27 - |
| 3.4 PET/CT..... | - 28 - |
| 4 Rešerše metod automatizované detekce prostaty a močového měchýře z obrazových dat | - 29 - |
| 4.1 Automatická segmentace MRI snímků | - 29 - |
| 4.2 Automatická segmentace CT snímků..... | - 31 - |
| 5 Metody segmentace obrazu | - 35 - |
| 5.1 Definice segmentace | - 35 - |
| 5.2 Metoda aktivních kontur | - 35 - |
| 5.2.1 Parametrické aktivní kontury | - 35 - |
| 5.2.2 Geometrické aktivní kontury | - 36 - |
| 5.3 Metoda narůstání oblastí | - 37 - |
| 6 Filtrace obrazu | - 39 - |
| 6.1 Mediánový filtr..... | - 39 - |
| 6.2 Gaussův filtr | - 39 - |

| | | |
|----------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------|
| 6.3 | Filtr s rotující maskou | - 40 - |
| 7 | Analýza karcinomu prostaty a močového měchýře | - 41 - |
| 7.1 | Charakteristika vstupního obrazu | - 41 - |
| 7.2 | Předzpracování obrazu | - 42 - |
| 7.2.1 | Extrakce oblasti zájmu (RoI)..... | - 43 - |
| 7.2.2 | Ostření | - 44 - |
| 7.2.3 | Filtrace..... | - 46 - |
| 8 | Segmentační model karcinomu prostaty a močového měchýře | - 48 - |
| 8.1 | Metoda aktivních kontur | - 48 - |
| 8.2 | Aktivní kontury založený na lokální Gaussové distribuci energie | - 48 - |
| 8.2.1 | Level set | - 49 - |
| 8.2.2 | Minimalizace energie pomocí gradientu | - 50 - |
| 8.2.3 | Implementace metody a nastavení parametrů | - 51 - |
| 8.3 | Návrh segmentace karcinomu prostaty | - 52 - |
| 8.3.1 | Aplikace algoritmu na reálná klinická data | - 53 - |
| 8.4 | Návrh segmentace močového měchýře | - 58 - |
| 8.4.1 | Aplikace algoritmu na reálná klinická data | - 60 - |
| 8.5 | Extrakce segmentovaných modelů | - 65 - |
| 8.6 | 3D model | - 66 - |
| 8.6.1 | 3D mediánová filtrace | - 66 - |
| 8.6.2 | STL | - 67 - |
| 8.7 | Porovnání výsledků s manuální segmentací..... | - 68 - |
| 8.7.1 | DICE koeficient podobnosti (DSC)..... | - 69 - |
| 8.7.2 | Korelační koeficient (CORR)..... | - 71 - |
| 8.7.3 | Střední kvadratická chyba (MSE) | - 74 - |
| 8.7.4 | Výpočet segmentované plochy | - 76 - |
| 8.8 | Časová náročnost segmentace | - 83 - |
| 9 | Návrh grafického uživatelského rozhraní pro analýzu a modelování karcinomů prostaty a močového měchýře | - 86 - |
| | Závěr..... | - 90 - |
| | Použitá literatura | - 92 - |
| | Přílohy | - 98 - |

Seznam použitých symbolů

| Symbol | Význam symbolu |
|------------------------|---------------------------|
| c_1, c_2 | Intenzity prostoru |
| d | Vzdálenost |
| d_{scan} | Rychlost skenování |
| DN | Počet jasových úrovní |
| E_{int} | Interní energie |
| E_{ext} | Externí energie |
| E^{LGDF} | Energie kontury |
| k_{sharp} | Zaostřovací konstanta |
| $L(\emptyset)$ | Délka kontury |
| $L(x)$ | Úroveň vstupních pixelů |
| $L_{sharp}(x)$ | Úroveň zaostřených pixelů |
| M | Binární maska |
| N | Počet pixelů |
| $n_{x,y}$ | Intenzity bodu |
| R | Poloměr |
| V | Posun |
| u | Střední hodnota |
| α | Pružnost kontury |
| β | Tuhost |
| σ | Směrodatná odchylka |
| ∇ | Operátor gradientu |
| \emptyset | Level set funkce |
| λ_1, λ_2 | Váhové koeficienty |
| Ω | Obrazová doména |

Seznam použitých zkratek

| Zkratka | Význam |
|---------------|--------------------------------------------------------------|
| ADC | Apparent diffusion coefficient |
| BRT | Brachyterapy |
| CORR | Korelační koeficient |
| CT | Computed tomography |
| CTV | Clinical Target Volume |
| CZ | Centrální zóna |
| DCE | Dynamic Contrast Enhanced |
| DICOM | Digital Imaging and Communications in Medicine |
| DICE | Diceův koeficient podobnosti |
| DSC | Dice Similiarity Coefficient |
| DRE | Digital Rectal Exam |
| DSC | Dice Similiarity Coefficient |
| DWI | Diffusion weighted imaging |
| EBRT | External Beam Radiotherapy |
| FAC | Fractional Area Change |
| GTV | Gradient vector flow |
| GUI | Graficko-uživatelské rozhraní |
| HU | Hounsfield units |
| ICRU | International Commission on Radiation Units and Measurements |
| IMRT | Intensity Modulated Radiotherapy |
| IGRT | Image Guided RadioTherapy |
| IV | Irradiated Volume |
| MSE | Střední kvadratická chyba |
| MRI | Magnetic Resonance Imaging |
| mpMRI | multi-parametric Magnetic Resonance Imaging |
| OAR | Organ at risk |
| PACS | Pictrue Archiving and Communication System |
| PAP | Prostatic Acid Phosphatase |
| PET/CT | Positron Emission Tomography/ Computed Tomography |
| PSA | Prostatický specifický antigen |
| PTV | Planning Target Volume |
| PZ | Periferní zóna |

| | |
|-------------|-------------------------------|
| STL | Stereo Litography |
| SW | Software |
| TNM | Tumor, Nodul, Metastasis |
| TRUS | Transrektální ultrasonografie |
| TV | Treated Volume |
| TZ | Tranzitorní zóna |
| T2WI | T2 Weighted Image |
| UZV | Ultrazvuk |

Seznam obrázků

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| Obrázek 1: Uložení prostaty [6] | 19 - |
| Obrázek 2: Zonální anatomie prostaty [8]..... | 20 - |
| Obrázek 3: Časový vývoj incidence a mortality karcinomu prostaty u mužů [15] | 21 - |
| Obrázek 4: Ilustrační schéma jednotlivých objemů [18]..... | 22 - |
| Obrázek 5: Vyznačení cílových a kritických objemů [21]..... | 23 - |
| Obrázek 6: USG zobrazení prostaty a močového měchýře (1. příčné, 2. podélné zobrazení)[24] ... | 24 - |
| Obrázek 7: MRI karcinomu prostaty (vpravo)[32] | 26 - |
| Obrázek 8: Zobrazení prostaty pomocí jednotlivých sekvencí MRI obrazu [59] | 27 - |
| Obrázek 9: CT snímek manuální segmentace močového měchýře, prostaty a rekta [37]..... | 28 - |
| Obrázek 10: PET/CT karcinomu prostaty [39] | 28 - |
| Obrázek 11: Porovnání výsledků segmentace na MRI snímcích [44] | 31 - |
| Obrázek 12: Automatická segmentace prostaty a močového měchýře bez (nahore) a s (dole) oddělenými strukturami [45]..... | 32 - |
| Obrázek 13: Výsledky procesu automatické segmentace step by step [45] | 33 - |
| Obrázek 14: Falešná a pozitivní detekce močového měchýře [46]..... | 34 - |
| Obrázek 15: Znázornění funkčnosti mediánového filtru..... | 39 - |
| Obrázek 16: Filtr rotující maskou 3x3 v okolí 5x5 [57]..... | 40 - |
| Obrázek 17: Příklad výpisu informací o souboru DICOM | 42 - |
| Obrázek 18: Zleva snímek CT a MRI oblasti pánve | 43 - |
| Obrázek 19: Úprava normalizovaného histogramu pomocí RoI..... | 44 - |
| Obrázek 20: Ukázka nastavení různých parametrů ostření pro segmentaci močového měchýře..... | 45 - |
| Obrázek 21: Ukázka nastavení různých parametrů ostření pro segmentaci karcinomu prostaty | 45 - |
| Obrázek 22: Porovnání obrazu po provedené mediánové a Wienerové filtraci | 46 - |
| Obrázek 23: Aplikace třech velikostí konvolučního jádra mediánového filtru na CT snímky | 46 - |
| Obrázek 24: Aplikace třech velikostí konvolučního jádra mediánového filtru na MRI snímky | 47 - |
| Obrázek 25: Implicitní reprezentace rozdělení obrazové domény konturou na vnitřní a vnější část | 49 - |
| Obrázek 26: Blokové schéma použité segmentační metody | 51 - |
| Obrázek 27: Diagram postupu segmentace karcinomu prostaty | 52 - |
| Obrázek 28: Vývoj kontury během segmentace karcinomu prostaty..... | 53 - |
| Obrázek 29: Převod kontury z MRI snímku do CT..... | 53 - |

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------|
| Obrázek 30: Automatická segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků I (červená) porovnaná s manuální segmentací (oranžová) | - 54 - |
| Obrázek 31: Automatická segmentace močového měchýře z datové sady snímků II (červená) porovnaná s manuální segmentací (oranžová) | - 55 - |
| Obrázek 32: Automatická segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků III (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (oranžově) | - 56 - |
| Obrázek 33: Automatická segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků IV (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (oranžově)..... | - 57 - |
| Obrázek 34: Automatická segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků V (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (oranžově) | - 58 - |
| Obrázek 35: Diagram postupu segmentace močového měchýře..... | - 59 - |
| Obrázek 36: Vývoj kontury během segmentace močového měchýře | - 60 - |
| Obrázek 37: Automatická segmentace močového měchýře z datové sady snímků I (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (zeleně)..... | - 60 - |
| Obrázek 38: Automatická segmentace močového měchýře z datové sady snímků II (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (zeleně)..... | - 61 - |
| Obrázek 39: Automatická segmentace močového měchýře z datové sady snímků III (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (zeleně) | - 62 - |
| Obrázek 40: Automatická segmentace močového měchýře z datové sady snímků IV (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (oranžově)..... | - 63 - |
| Obrázek 41: Automatická segmentace močového měchýře z datové sady snímků V (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (zeleně)..... | - 64 - |
| Obrázek 42: Zleva nativní snímek segmentace prostaty a močového měchýře, energetická mapa a binární model kontury | - 65 - |
| Obrázek 43: Popis tvorby 3D modelu karcinomu prostaty | - 66 - |
| Obrázek 44: 3D binární matice karcinomu prostaty datové sady III..... | - 66 - |
| Obrázek 45: Porovnání 3D binárního modelu karcinomu prostaty před (vlevo) a po mediánové filtraci (vpravo) | - 67 - |
| Obrázek 46: STL model karcinomu prostaty | - 67 - |
| Obrázek 47: Model karcinomu prostaty..... | - 68 - |
| Obrázek 48: Zleva segmentace vytvořena lékařem, tvorba manuální segmentace, binarizovaný objem . | - 68 - |
| Obrázek 49: Porovnání binárního obrazu po manuální segmentaci (vlevo) a po automatické (vpravo) .. | - 68 - |
| Obrázek 50: Hodnota DICE koeficientu v závislosti na segmentovaném řezu prostaty | - 70 - |
| Obrázek 51: Hodnota DICE koeficientu v závislosti na segmentovaném řezu močového měchýře | - 71 - |

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| Obrázek 52: Hodnota korelačního koeficientu v závislosti na segmentovaném řezu prostaty | 72 - |
| Obrázek 53: Hodnota korelačního koeficientu v závislosti na segmentovaném řezu močového měchýře | 73 - |
| Obrázek 54: Hodnota střední kvadratické chyby v závislosti na segmentovaném řezu prostaty | 75 - |
| Obrázek 55: Hodnota střední kvadratické chyby v závislosti na segmentovaném řezu močového měchýře | 76 - |
| Obrázek 56: Průměrný procentuální rozdíl segmentace karcinomu prostaty jednotlivých pacientů | 80 - |
| Obrázek 57: Průměrný procentuální rozdíl segmentace močového měchýře jednotlivých pacientů | 82 - |
| Obrázek 58: Ovlivnění výsledné segmentace prostaty postupným zmenšením počtů pixelů z 512x512 na 256x256 | 84 - |
| Obrázek 59: Ovlivnění výsledné segmentace prostaty postupným zmenšením počtů pixelů z 512x512 na 256x256 | 85 - |
| Obrázek 60: Časová závislost segmentace prostaty a močového měchýře na velikosti obrazu..... | 85 - |
| Obrázek 61: Úvodní okno GUI – výběr segmentované oblasti..... | 86 - |
| Obrázek 62: GUI okno pro segmentaci karcinomu prostaty | 86 - |
| Obrázek 63: Nastavení parametrů aktivní kontury..... | 87 - |
| Obrázek 64: Příklad help dialogu..... | 87 - |
| Obrázek 65: Vymezení oblasti zájmu a inicializace kontury ve všech řezech | 88 - |
| Obrázek 66: Průběh segmentace karcinomu prostaty na snímcích MRI..... | 88 - |
| Obrázek 67: Výsledná segmentace vložená do CT snímku a uložena do příslušné složky | 89 - |

Seznam tabulek

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| Tabulka 8.1: Hodnoty nastavených parametrů aktivní kontury pro segmentaci karcinomu prostaty- | 52 - |
| Tabulka 8.2: Hodnoty nastavených parametrů aktivní kontury pro segmentaci močového měchýře- | 59 - |
| Tabulka 8.3: Hodnoty DICE koeficientu vybraných řezů karcinomu prostaty ze sady snímků 1-5. - | 69 - |
| Tabulka 8.4: Hodnoty DICE koeficientu vybraných řezů močového měchýře ze sady snímků 1-5. - | 70 - |
| Tabulka 8.5: Hodnoty Korelačního koeficientu vybraných řezů karcinomu prostaty ze sady snímků 1-5 | 72 - |
| Tabulka 8.6: Hodnoty Korelačního koeficientu vybraných řezů močového měchýře ze sady snímků 1-5 | 73 - |
| Tabulka 8.7: Hodnoty střední kvadratické chyby vybraných řezů karcinomu prostaty ze sady snímků 1-5 | 74 - |
| Tabulka 8.8: Hodnoty střední kvadratické chyby vybraných řezů močového měchýře ze sady snímků 1-5 | 75 - |
| Tabulka 8.9: Porovnání segmentovaných ploch karcinomu prostaty ze sady snímků 1 a 2 | 77 - |
| Tabulka 8.10: Porovnání segmentovaných ploch karcinomu prostaty ze sady snímků 3 a 4 | 78 - |
| Tabulka 8.11: Porovnání segmentovaných ploch karcinomu prostaty ze sady snímků 5 | 79 - |
| Tabulka 8.12: Porovnání segmentovaných ploch močového měchýře ze sady snímků 1 a 2 | 80 - |
| Tabulka 8.13: Porovnání segmentovaných ploch močového měchýře ze sady snímků 3 a 4 | 81 - |
| Tabulka 8.14: Porovnání segmentovaných ploch močového měchýře ze sady snímků 5 | 82 - |
| Tabulka 8.15: Porovnání časové náročnosti segmentace prostaty v závislosti na velikosti snímku. - | 83 - |
| Tabulka 8.16: Porovnání časové náročnosti segmentace močového měchýře v závislosti na velikosti snímku | 84 - |

Úvod

Karcinom prostaty představuje v naší zemi nejčastější nádor z hlediska incidence a druhý nejčastější z hlediska mortality. Radioterapie je spolu s operačním řešením jednou ze základních léčebných metod lokalizovaného stádia. Moderní přístrojová technika radioterapeutických pracovišť a používané zobrazovací metody přináší možnost vysoce přesného a konformního ozařování, které umožňují výrazně zkrátit dobu léčby. K výpočtu rozložení dávky v těle pacienta je nutné znát nejen dozimetrické vlastnosti používaného přístroje, ale i informace o anatomii orgánů jednotlivých pacientů. Jako zdroj těchto anatomických informací slouží především MR a CT obraz. Primárně je využíván CT obraz, který poskytuje informace o hustotě tkání, které jsou používány během plánování radioterapie. Do získaných snímků lékař v běžné praxi zakresluje prostatu, jakož to cílový objem a kritické orgány, tj. močový měchýř a konečník, které mají být při radioterapii chráněny. Manuální segmentace těchto pánevních orgánů je na onkologické klinice rutinní a časově náročná záležitost i pro zkušené kliniky.

Cílem diplomové práce je návrh softwaru pro segmentaci karcinomu prostaty a močového měchýře. Z nastudovaných vědeckých článků, které jsou součástí rešeršní části práce bylo jasné, že segmentace těchto orgánů je náročná z důvodu nízkého kontrastu měkkých tkání v CT obrazech a poměrně nízkého kontrastu s nejasnými hranicemi mezi prostatou, močovým měchýřem a konečníkem. Každá představená metoda přináší určité výsledky, které lze použít pro další studie, avšak žádná nevykazuje ideální výsledky segmentace. V mnoha případech jsou využívány MR obrazy z důvodu lepší orientace a kontrastu měkkých tkání, stejně tak tomu bude i v této práci.

Navržená segmentační metoda je založena na aktivních konturách (Snake) s manuálním vytvořením oblasti zájmu a určením inicializační definice segmentační kontury ve všech řezech. Během segmentace jsou vytvořené segmenty v jednotlivých řezech ukládány a tvoří tak 3D matici, kterou lze dále zpracovat nebo exportovat do příslušných formátů, které tvoří reálný objem segmentované oblasti. Dílčí částí práce je i vhodné předzpracování obrazu, které zvyšuje kontrast špatně rozeznatelných hranic karcinomu prostaty a močového měchýře. Pro větší přesnost použité metody v celém objemu, je segmentace prostaty prováděná na snímcích MR a segmentace močového měchýře na snímcích CT. Použitá segmentační metoda a parametry pro jednotlivé orgány jsou v práci detailně popsány. Navržená metoda byla testována na reálných klinických datasetech pěti pacientů. Výsledky automatické segmentace jsou porovnány s manuální segmentací, jakožto zlatý standard, který byl vytvořen lékařem onkologické kliniky.

Součástí práce je i realizace graficko-uživatelského rozhraní, které jednoduchým ovládáním umožňuje segmentovat a ukládat výsledné segmenty karcinomu prostaty a močového měchýře. Navržené prostředí dále umožňuje experimentální nastavení parametrů kontury používaných pro jednotlivé orgány zvláště a rozšiřuje tak možnost dalšího vývoje zvolené segmentační metody.

1 Močový měchýř

Močový měchýř (vesica urinaria) je dutý svalový orgán, který slouží jako rezervoár moči. Jeho velikost, tvar a uložení závisí na stupni náplně a napětí svaloviny. Je součástí vylučovacího systému, který slouží k vytváření moči v ledvinách a odvedení moči močovody do močového měchýře. Po nahromadění je moč vytlačována do močové trubice smrštěním svaloviny. Stěna močového měchýře je tvořena hladkou svalovinou, uspořádanou do spirálních, podélných a cirkulárních svazků. Z funkčního hlediska cirkulární svalovina tvoří vyprazdňovací systém se svěračem na začátku močové trubice, který je částečně ovládaný vůli člověka. [1]

Na močovém měchýři rozeznáváme spodinu, která je u mužů obrácená k rectu, u ženy k děložnímu hrdlu, dále tělo, vrchol a krček měchýře. Stěna měchýře je krytá vícevrstevnatým přechodným epitelem se sliznicí, která je složená z řas, a řídkým podslizničním vazivem, které umožňuje vznik a oploštění slizničních řas. [1][2]

Uložení močového měchýře je v malé pánvi za symfysou (viz Obrázek 1) s bohatým cévním i mízním zásobením. Prázdný má miskovitý tvar, při naplnění je oválný s kapacitou 250-300 cm³. [2]

1.1 Nežádoucí účinky radioterapie

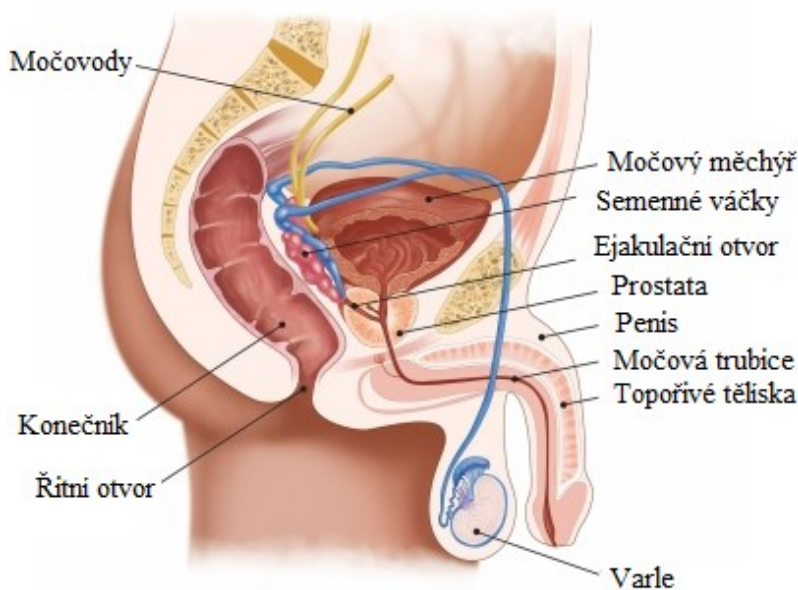
Nežádoucí účinky při ozařování pánve a prostaty se týkají hlavně střevních a mikčních potíží. Močový měchýř je vyznačován jako jeden z kritických orgánů během ozařování karcinomu prostaty. Limitující dávka močového měchýře během léčby je 70 Gy ve 20 % objemu a 60 Gy ve 35 % objemu močového měchýře. [3]

Z celkových příznaků se může objevit zvýšená únava nebo slabost. Radioterapie může taky způsobovat podráždění sliznice močového měchýře nebo močové trubice s projevujícím se pocitem pálení během močení a zvýšenou potřebou močení. Tyto problémy jsou nazývány jako radiační cystitida. Nežádoucí účinky se mohou objevit do jednoho nebo dvou týdnů od zahájení léčby s ústupem po dokončení léčby. Riziko dlouhodobých vedlejších účinků se zvyšuje s vyšším věkem a s předchozími problémy spojenými s močovým ústrojím. [4]

Po radioterapii existuje malá šance možného rozvoje dalšího karcinomu v ozařované oblasti. Buňky, které v okolí prostaty byly vystaveny záření, mohou být poškozené a vyvolat tak další rakovinový růst. Jedná se hlavně o karcinom močového měchýře, tlustého střeva a konečníku. Nástup takové situace by trval nejméně 5-10 let po radioterapeutické léčbě. [4]

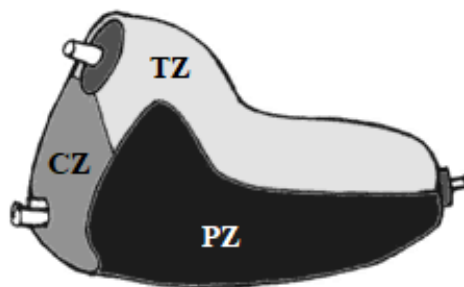
2 Prostata

Prostata (předstojná žláza) je nepárový svalově žláznový orgán uložený hluboko v malé pánvi pod spodinou močového měchýře, kde obkružuje prostatickou část močové trubice a naléhá na přední stěnu konečníku. Má tvar komolého zaobleného kužele se základnou obrácenou směrem k močovému měchýři a hrotem směřujícím dopředu a dolů, kde se opírá o svaly pánevního dna. Přední plocha je obrácená ke stydké sponě, zadní plocha směřuje ke konečníku a je od něj oddělena vazivovou ploténkou. Velikost má přibližně 3x4x2 cm a za normálních okolností váží 20-40 gramů. Je hladká, ohraničená a symetrická. Na pohmat je poměrně tuhá, s elastickou konzistencí a červenošedým zbarvením. Uložení prostaty a popis mužského pohlavního ústrojí je znázorněn na obrázku 1. [5]



Obrázek 1: Uložení prostaty [6]

Prostatu tvoří 30-50 tuboalveolárních žláz, uložených ve stromatu, které jsou vyplněny vazivem a snopci hladké svaloviny. Vystlány jsou jednořadým a víceřadým epitelem, který je podmíněn hormonální stimulací, a proto je prostata vyvinuta do své funkční zdatnosti a velikosti teprve během pohlavního dospívání. Jako žláza tvoří prostatický sekret, který se mísí se semennou tekutinou a ejakulací je vypuzován do uretry. Tento sekret je tekutý, bezbarvý a tvoří 15-30 % ejakulátu, který má za úkol neutralizovat kyselou reakci poševní sliznice. Prostatu členíme do tří zón podle vývojového původu žláz (viz Obrázek 2). Vnější zóna, nebo taky v některých zdrojích popisována jako periferní (PZ), tvoří 70% žlázy a obklopuje distální část močové trubice. Periferní zóna představuje největší riziko vzniku karcinomů prostaty. Centrální zóna (CZ), která obsahuje submukózní žlázy, tvoří 25% prostaty a nachází se kolem ejakulačních vývodů. Nejmenší (5%) část tvoří zóna tranzitorní (TZ) a je lokalizována okolo proximální části močové trubice. [5][7]



Obrázek 2: Zonální anatomie prostaty [8]

Prostatu obklopuje žilní pleteň (plexus venosus prostaticus) a obalena je vazivovým obalem (capsula propria). Vazivový obal představuje spolu s hlubokým uložením v malé pánvi mechanickou ochranu spojení pohlavních cest s močovou trubicí. Žilní pleteň spolu s prostatou obaluje viscerální list pánevní fascie a díky své konzistenci ji současně poutá k okolí.

Převážnou část prostaty tvoří dva laloky (lobus dexter et sinister), které jsou spojeny pruhem vaziva a svaloviny. Prostatou prochází od báze k apexu část močové trubice a ejakulátorní kanálek. Ve vyšším věku dochází ke zvětšení prostaty, vlivem zvýšené hladiny testosteronu. V důsledku zvětšení prostaty dochází k zúžení močové trubice, což často způsobuje obtíže s močením. [1][5]

2.1 Fyziologie prostaty

Prostata je důležitou součástí reprodukčního systému. Produkuje sekreci, která tvoří velkou část objemu spermatu a zajišťuje jeho dopravu a přežití. Enzymy, jako PSA, slouží k zvětšení pohyblivosti spermií během pohlavního styku.

Tvoří významnou část močového systému muže. Moč uvolněná z močového měchýře je močovou trubicí vedena ven z těla a za fyziologických podmínek prochází prostatou bez jakýchkoli komplikací. [9]

2.2 Karcinom prostaty

Karcinom prostaty se často odlišuje od ostatních solidních tumorů svým biologickým chováním. Má velice pomalý vývoj. V začátcích onemocnění je pacient zcela asymptotický, dlouho nezmiňuje žádné obtíže, a proto je problematicky zjištělný. Vyvíjí se nejčastěji v periferní oblasti žlázy. Jen malá část případů vzniká na dědičném podkladě, zbytek vzniká spontánně a není zatím znám jasný rizikový faktor. Jako možné rizikové faktory je uváděna vysoká konzumace tuků, nízká pohybová aktivita a kouření. [10]

Nádory prostaty se od sebe mohou lišit histologicky. Některé rostou velmi pomalu a nemetastazují, proto mají vcelku dobrou prognózu, ale s projevujícími se lokálními potížemi jako je například bolest při močení, bolest zad, kyčlí, hubnutí a únava. Nádory rostoucí rychle tvoří vzdálené metastázy, které jsou známkou pokročilého stádia. Nejčastěji metastazují v kostech, plicích, játrech a ledvinách. [11]

Rozsah onemocnění a klinické stádium karcinomu prostaty se určuje dle zásad klasifikace TNM (tumor, noduli, metastasis), kde T popisuje samotnou velikost, N rozšíření na lymfatické uzliny a M, zda rakovina metastazuje. Stádium nemoci má rozhodující hodnotu a je jedním z kritérií, podle kterých

se lékař rozhoduje při volbě léčby. Z praktických důvodů se volí dělení onemocnění do 4 stádií (I až IV) a rozdělení je specifické pro každý typ nádoru.[11][12]

Stadium 0 – tzv. nádor in situ (zatím neinvazivní).

Stadium I – časné stádium, bez příznaků, nádor lokalizován uvnitř prostaty.

Stadium II – lokalizace ložiska potvrzená biopsií.

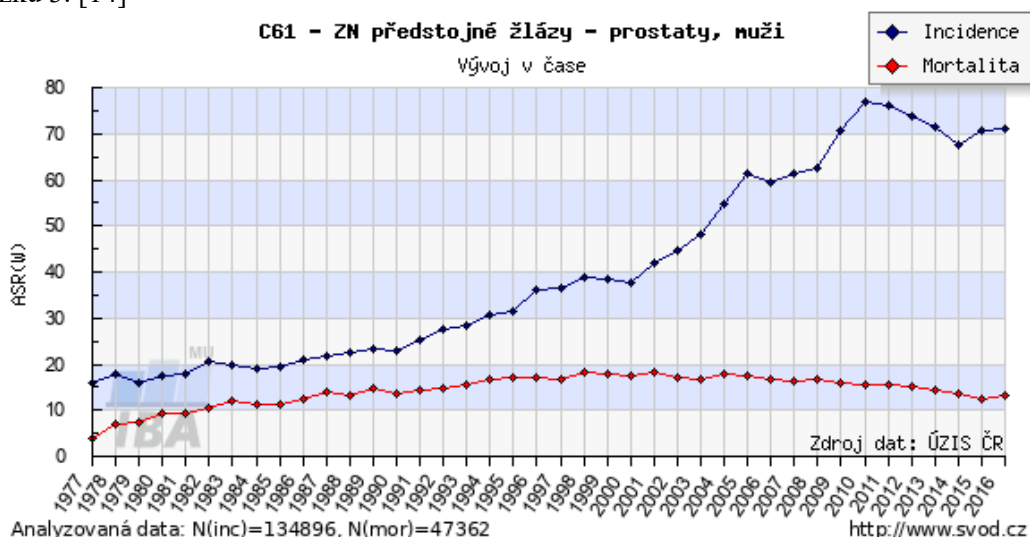
Stadium III – možné šíření ložiska na další orgány v těle.

Stadium IV – přítomny jsou vzdálené metastázy, tumor prorůstá do okolních tkání, nejčastěji do plic, jater, kostí a mozku.

Díky stále rozvíjejícím se diagnostickým metodám je většina karcinomů prostaty zachycena v časném stádiu. K této diagnóze vede většinou vyšetření PSA, které pacient obvykle podstoupí během preventivního vyšetření u praktického lékaře. Léčba karcinomu prostaty, stejně jako jiných nádorových onemocnění, závisí na rozsahu a lokalizaci. Jestliže se nachází pouze v prostatě, dochází často k radikální prostatektomii neboli odstranění celé prostaty. V případě rozšíření metastáz a průniku do okolních orgánů, podstupována je léčba hormonální. [13]

2.2.1 Epidemiologie

Karcinom prostaty je od roku 2005 nejčastějším zhoubným onemocněním u mužů (s výjimkou zhoubného novotvaru kůže) v ČR. Počet nových případů karcinomu prostaty má stále rostoucí charakter, který stoupá s věkem a kumuluje po 70 roku života. V roce 2016 bylo zaznamenáno až 6190 případů zhoubných novotvarů prostaty se stále rostoucí incidencí, způsobených nárůstem rutinního preventivního vyšetřování prostatického specifického antigenu (PSA) u starších mužů. Díky této diagnostické metodě dlouhodobě klesla úmrtnost, která je v posledních letech stabilizovaná. Graf časového vývoje incidence a mortality vyjádřený v počtu nových případů na 100 000 osob je zobrazen na obrázku 3. [14]



Obrázek 3: Časový vývoj incidence a mortality karcinomu prostaty u mužů [15]

2.3 Radioterapie karcinomu prostaty

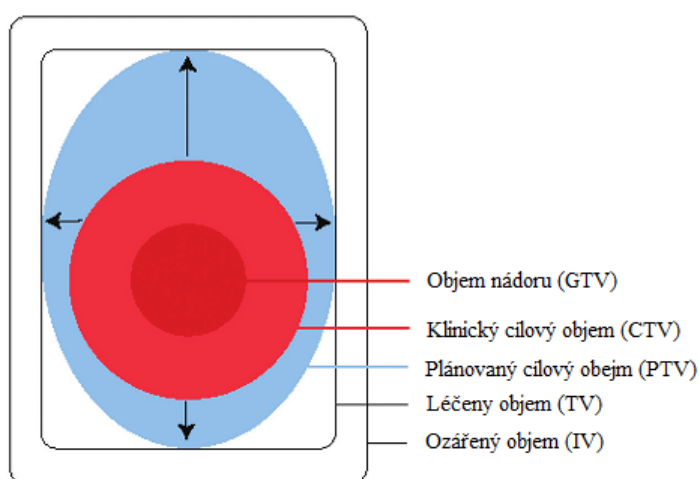
Radioterapie je při léčbě karcinomu prostaty metodou, která využívá ke dvojitému zlomu DNA ionizující záření. Využívána je především lokální a lokálně-regionální léčba. Dle záměru radioterapii dělíme na radikální (kurativní), adjuvantní (pooperační), paliativní a profylaktickou. Z technického hlediska se radioterapie dělí na zevní (External Beam Radiotherapy, EBRT) a vnitřní (Brachyterapie, BRT). U brachyterapie je zdroj zaveden do těsné blízkosti ložiska, orgánu nebo tkáně. Brachyterapie využívá aplikaci radioaktivních zrn s nízkým dávkovým příkonem nebo s dočasnou aplikací zářičů s vysokým dávkovým příkonem. U zevní radioterapie je zdroj záření mimo tělo pacienta. Využíváno je elektromagnetické (fotony) nebo korpuskulární (hadrony, elektrony) záření. [16]

Mezi základní léčebnou modalitu patří radioterapie. Moderní lineární urychlovače a zavedené ozařovací techniky s různými modalitami (3D, IMRT, IGRT, Cyber Knife) dovolují eskalovat dávku do nádoru s co možno nejmenší toxicitou okolní tkáně, díky čemuž jsou výrazně lepší výsledky léčby. [16]

Před započítáním radioterapie je důležité stanovit ozařovací plán tak, aby správným zacílením byly co nejvíce šetřeny okolní tkáně a aplikovaná dávka byla co nejnižší.

2.3.1 Vyznačení cílového objemu a kritických orgánů

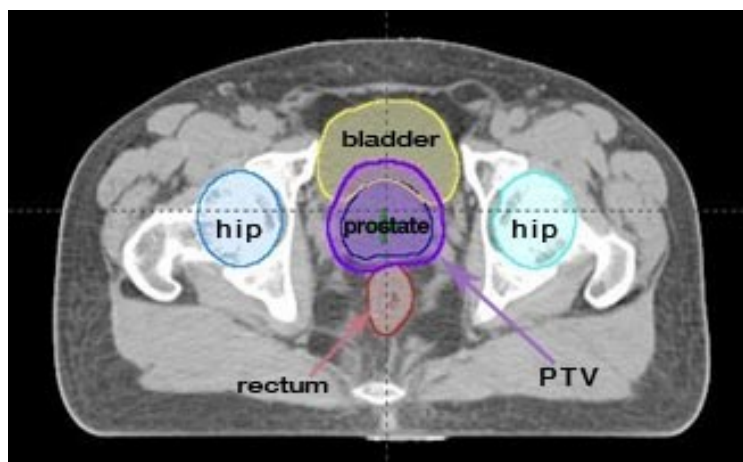
Radioterapie jako celek před vlastním ozářením zahrnuje spoustu kroků. Mezi první kroky se řadí získání obrazu cílových struktur a to nejčastěji pomocí CT nebo MRI. Na získaných jednotlivých CT řezech z oblasti lokalizace nádorů vyznačí lékař kontury cílového objemu a kritických orgánů (viz. Obrázek 4). Podle doporučení ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) se vyznačuje objem nádorů (GTV), klinický cílový objem (CTV) a plánovaný cílový objem (PTV). U GTV a CTV jsou k těmto objemům zahrnuty i lemy, které zahrnují šíření nádorů nebo chyby způsobené například při nastavování pacienta. Stanovení kontur kritických orgánů (OAR) je důležité, neboť se jedná o orgány ležící v ozařovaném objemu a také mají menší toleranční dávku, než je požadovaná celková dávka. [17]



Obrázek 4: Ilustrační schéma jednotlivých objemů [18]

V léčbě karcinomu prostaty je na plánovací konzoli určen CTV – klinický cílový objem, který zahrnuje prostatu a bázi semenných váčků a PTV – plánovaný cílový objem, který obsahuje CTV

a bezpečnostní lem, který je především stanoven pracovištěm a může se pohybovat mezi 6-10 mm (Obrázek 5). Kritické orgány jsou hlavně rektum a močový měchýř. [19]



Obrázek 5: Vyznačení cílových a kritických objemů [21]

3 Zobrazovací metody karcinomu prostaty, močového měchýře a koncové části rekta

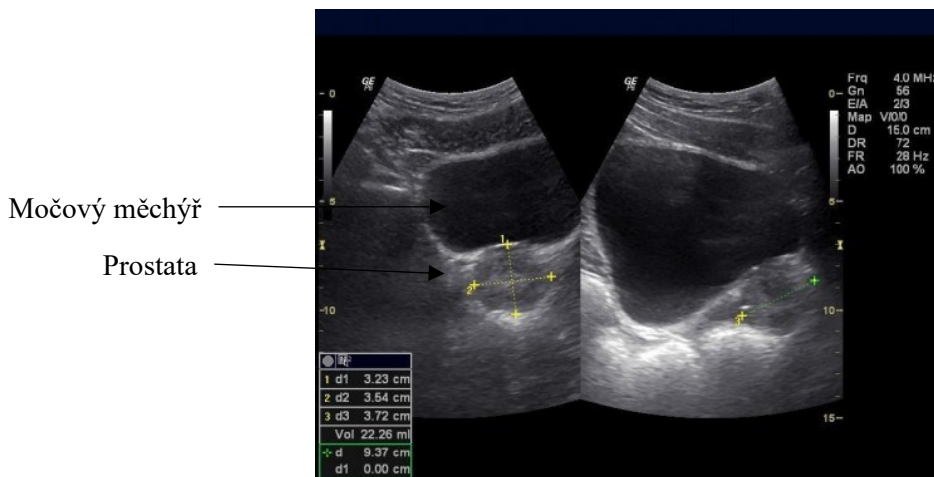
Zobrazovací metody slouží především k potvrzení nebo vyloučení přítomnosti nádorového onemocnění, upřesnění lokalizace, velikosti, tvaru a vztahu k okolním orgánům. Diagnostický postup musí být rychlý, šetrný a vzhledem k diagnóze spolehlivý. Prostatu lze vyšetřovat per rectum (DRE), vyšetřením prostatického specifického antigenu (PSA), průkazem prostatické kyselé fosfatázy (PAP), ale také i zobrazovacími metodami na které je kapitola primárně zaměřena. Využívané zobrazovací metody při stanovení rozsahu karcinomu prostaty jsou počítačová tomografie (CT), magnetická rezonance (MRI) a ultrasonografie spolu s transrektální ultrasonografií (TRUS) a biopsií. [22]

V radioterapii jsou zobrazovací metody využívány pro plánování léčby. Po provedeném plánovacím CT se provádí konturace cílových a kritických orgánů, které musí být zaznačeny s přesností na mm. Při ozařování karcinomu prostaty je kritický orgán močový měchýř a rektum. Využívá se také PET/CT a MRI pro takzvané funkční plánování. [22]

3.1 Ultrasonografické vyšetřovací metody

Ultrazvuk patří mezi běžné využívané zobrazovací metody ve zdravotnictví. Používá se k vyšetřování měkkých tkání v oblasti pánve a horního břicha. Využívá zvukových vln nikoliv rentgenového záření, a proto představuje minimální riziko pro pacienta. [23]

Snímačem lze přes břišní stěnu získat obraz močového měchýře a prostaty (viz Obrázek 6). Při vyšetření zjistíme objem moči, který zůstává v měchýři, přibližnou velikost a polohu prostaty. Avšak pro zhodnocení případných ložiskových změn je toto vyšetření málo citlivé a dnes se víc využívá transrektální sonografie. [23]



Obrázek 6: USG zobrazení prostaty a močového měchýře (1. příčné, 2. podélné zobrazení)[24]

3.1.1 Transrektální ultrasonografie

Tato metoda umožňuje podrobnější vyšetření objemu prostaty, nádorového ložiska, stěny močového měchýře, semenných váčků a rekta. Při vyšetření jsou používány sondy o frekvenci 7,5-10 MHz, které jsou zaváděny do konečníku a umožňují lineární i konvexní zobrazení. [25]

Karcinom prostaty se zobrazuje oproti normální prostatické tkáni jako hypoechogenní, a špatně identifikovatelný, jelikož až 30 % ostatních karcinomu má izoechogenní charakter a malé rozměry, které jsou roztroušené v centrální a přechodné zóně. Hypoechogenita je vyvolána vysokou hustotou nádoru a malými mezibuněčnými prostory. Často je obraz karcinomu zaměňován s obrazem benigní hyperplazie prostaty. [25][26]

Transrektálnímu vyšetření prostaty by mělo vždy předcházet vyšetření per rectum, které umožňuje základní orientaci, hodnocení velikosti nebo případné bolestivosti při nálezu. Ke kvalitnímu vyšetření stačí spontánní vyprázdnění konečníku. Zde se hodnotí hlavně průnik nádoru z prostaty do rekta, který se projevuje vymizením echogenity zevní vrstvy nejčastěji v oblasti přední strany rekta. Močový měchýř by měl být částečně naplněn močí tak, aby bylo možno přesně určit vztahy vyšetřovaných orgánů k močové trubici a spodině měchýře. Zobrazen je jako anechogenní (černý) útvar (není pravidlem), položený kranioventrálně od rekta. Kaudálně od močového měchýře lze zobrazit prostatu. [23][27][28]

V současnosti má hlavní význam transrektální ultrasonografie v kombinaci s biopsií prostaty. Provedení sonograficky kontrolované biopsie zaručuje biopsii z těch oblastí prostaty, kde je největší pravděpodobnost nálezu karcinomu. [22]

3.2 Magnetická rezonance (MRI)

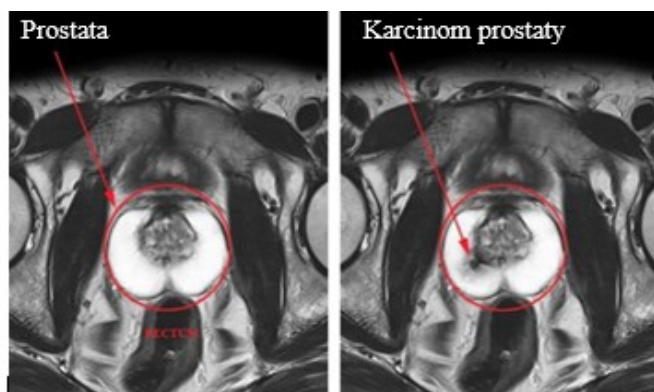
Magnetická rezonance (MR) v současné době představuje jednu z nejvhodnějších diagnostických metod, které slouží k přesnému stanovení lokálního rozsahu nádorového onemocnění. Dle některých literárních zdrojů lze tuto zobrazovací metodu považovat za nejpresnější k identifikaci lokálně pokročilého karcinomu prostaty a má zásadní význam při následném plánování radioterapie. Používá se nejen při plánování radioterapie, ale rovněž při cílené biopsii prostaty s přesnou lokalizací karcinomu. U některých průkazů onemocnění je využívána jako doplnění výpočetní tomografie, jindy tuto metodu zcela nahrazuje. [29]

Tato metoda se často dostává do popředí hlavně z toho důvodu, že nevyužívá škodlivé ionizující záření. Jako diagnostická metoda se řadí mezi nejpresnější metody k zobrazení měkkých tkání. Široké uplatnění našla také v radioterapii, kde je využívána k fúzování obrazu s CT vyšetřením, ale také k selektivnímu zakreslování nádorového ložiska. Díky tomuto postupu fúzování, lze získat lepší popis apexu prostaty, přední stěny rekta a docílí se tak zmenšení cílového objemu. [30][31]

Kontraindikací MR vyšetření je implantovaný kardiostimulátor, kochleární implantát nebo možná přítomnost kovových svorek, které během vyšetření vytváří řadu artefaktů a znehodnocují výsledný obraz. Během vyšetření se může podávat kontrastní látka, která nemusí být vhodná pro každého pacienta, proto je důležitá kontrola všech těchto aspektů (včetně klaustrofobie) před vyšetřením. [29]

Karcinom prostaty se obvykle zobrazuje jako signál o nízké intenzitě uvnitř homogenní hypersignální periferní zóny viz obrázky 7. Periferní zóna vykazuje vysokou intenzitu signálu oproti centrální a přechodné zóně, které mají intenzitu poměrně nízkou. Podporující diagnózu karcinomu mají i nálezy homogenní oblasti s nízkou intenzitou signálu v přechodné zóně. V takovém případě znamenají tyto špatně ohraničené okraje přerušení pouzdra prostaty a možný průnik do okolních orgánů. Kombinací transversálního, koronárního a sagitálního řezu lze lépe zhodnotit invazi do hrdla močového měchýře a semenných váčků. Při vyšetření karcinomu prostaty je vhodné mít naplněný močový

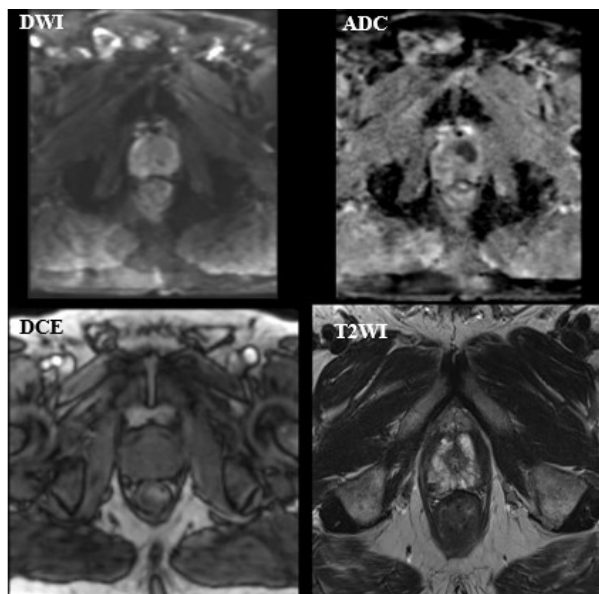
měchýř, který umožňuje díky svému hypertenznímu zobrazení lepší definici možné anastomózy. MRI vyšetřením je také zaručeno kontrastnější zobrazení stěny rekta, a to v celém průběhu ve srovnání s jinými metodami. [25][32][33]



Obrázek 7: MRI karcinomu prostaty (vpravo)[32]

V dnešní době je základem zobrazování prostaty magnetickou rezonancí (MRI) multiparametrické MR (mpMR) zobrazení opírající se o kombinaci morfologického T2 zobrazení a minimálně dvou dalších funkčních zobrazovacích modalit jako je DWI, DCE nebo ¹H MR spektroskopie. Používá se během cílené biopsie k lepší detekci nádorů a během aktivního sledování progresu onemocnění. [58]

Ideální soubor sekvencí pro prostatický mpMRI nebyl zatím stanoven. Každá sekvence a parametr jinak přispívá k anatomickým a funkčním informacím o tkáni prostaty. Tři typické sekvence jsou T2WI, DWI a DCE, které jsou zobrazeny na obrázku 8. Snímky s T2 s vysokým rozlišením se používají k posouzení anatomické struktury a textury tkáně prostaty. DWI zobrazení poskytuje biomarker pro buněčnou tkáňovou strukturu. Obrazy se zvýšeným dynamickým kontrastem neboli DCE poskytují informace o mikrovaskulatuře a extracelulárním prostoru. ADC zobrazuje karcinom prostaty s nižší intenzitou signálu, než mají sousední orgány. Bylo prokázáno, že užitečnost ADC u detekce karcinomu prostaty je pouze se současným použitím T2WI ke zlepšení výsledku detekce. [59]



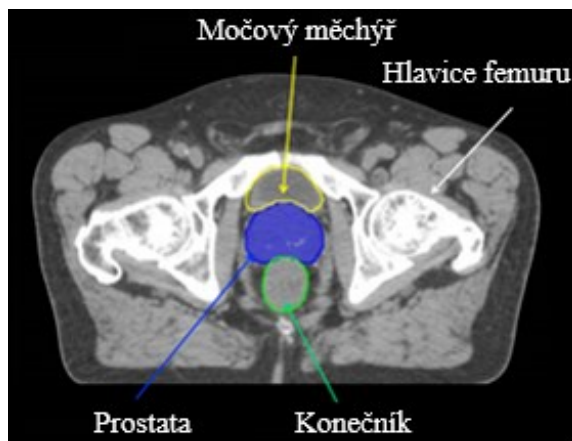
Obrázek 8: Zobrazení prostaty pomocí jednotlivých sekvencí MRI obrazu [59]

Dle studie [58] je považováno za základ zobrazování karcinomu prostaty pomocí mpMRI, které se skládá z T2WI a několika funkčních sekvencí, které odrážejí obsah vody v tkáni. Tato sekvence je považována za jednu z nejpreciznějších zobrazovacích modalit pro detekci karcinomu prostaty. Kvůli vysokému rozlišení a ostrému vymezení prostaty lze T2WI použít ke stanovení zonální anatomie prostaty a stadia rakoviny prostaty. Na rozdíl od jiných sousedních orgánů, představuje karcinom prostaty nízkou intenzitu signálu, jelikož velké množství vody v normální žláze vykazuje vysokou intenzitu signálu na T2WI. Tento rozdíl signálu mezi normální a rakovinnou tkání pomáhá při detekci rakoviny v periferní zóně. Identifikace rakoviny na T2WI však může být omezena v přechodné zóně. [58]

3.3 Výpočetní tomografie (CT)

Výpočetní tomografie je jedna z metod, která se k diagnostice karcinomu většinou nepoužívá. Není schopna rostoucí tumor v tkáni identifikovat, umožňuje detekci až v pokročilém stádiu onemocnění, a to díky přítomnosti vzdálených metastáz. Má menší rozlišovací schopnost měkkých tkání než MRI. Při klasifikaci nádoru prostaty CT neumožňuje zonální zobrazení anatomie prostaty a neodlišuje tak ani prostatické pouzdro. Z důvodu snížené citlivosti skenování není CT schopno detekovat metastázy, které jsou v počátcích mikroskopické. Své potenciální využití našlo až při detekci orgánových a kostních metastáz, které jsou vyšetřovány spolu s rostoucím PSA. [34][35]

Orientace v CT obraze některých anatomických oblastí je poměrně složitá, a proto se někdy používá v kombinaci s obrazem MRI. V radioterapii karcinomu prostaty se používá fúze CT/MRI, které zpřesňují cílový objem a šetří tak močový měchýř a rektum, které by bez použití fúze obdržely větší dávku záření. Při plánování radioterapie karcinomu prostaty, slouží CT snímky k vyznačení obrysu prostaty, močového měchýře a rekta (viz Obrázek 9). Před vlastním ozářením jsou tyto snímky porovnávány a poloha orgánů by měla být téměř totožná. V opačném případě musí být dostatečně naplněný močový měchýř a vyprázdněné rektum. Na nativním CT mají nádory podobnou denzitu jako stěna močového měchýře, proto se dnes doplňují rekonstrukce po podání kontrastní látky. [36]



Obrázek 9: CT snímek manuální segmentace močového měchýře, prostaty a rekta [37]

3.4 PET/CT

Z oblasti nukleární medicíny je k diagnostice v dnešní době využíváno PET/CT. Je to kombinace dvou přístrojových modalit, kde díky fúze vzniká obraz anatomických struktur CT snímků a mapa akumulace použitého radiofarmaka. Jelikož nádorové buňky mají větší metabolickou aktivitu, dochází k jeho nahromadění v těchto ložiskách. PET/CT je využíváno hlavně jako neinvazivní metoda k průkazu generalizace karcinomu prostaty spolu s možností posouzení měkkotkáňových i kostních metastáz během jednoho vyšetření. [38]

K vyšetření karcinomu prostaty jsou vhodná radiofarmaka, která se účastní lipidového metabolismu po aplikaci. Přípravek Axumin neboli fluciclovinum (^{18}F) je indikován za účelem detekce recidivy karcinomu prostaty na základě zvýšených hladin prostatického specifického antigenu (PSA) v krvi po primární kurativní léčbě. Mezi další často používaná radiofarmaka patří ^{18}F – fluorodeoxyribóza, který se shromažďuje ve vysoce metabolických tkáních (viz Obrázek 10). V močovém měchýři je fyziologická aktivita následkem exkrece do moči. Normální prostata vykazuje slabé vychytávání, které je zvýšeno jedině v důsledku malignity nebo jiného onemocnění. Důležitou složkou radiofarmaka je cholin, který se účastní tvorby buněčných membrán. Často využívaný ^{11}C -cholin je vylučován minimálně renální cestou a nedochází tedy k překrytí vyšetřované oblasti, jelikož prostata je uložena v těsné blízkosti s močovým měchýřem. Jednou z nevýhod je krátký poločas rozpadu (20 min). [38]



Obrázek 10: PET/CT karcinomu prostaty [39]

4 Rešerše metod automatizované detekce prostaty a močového měchýře z obrazových dat

Jednou z hlavních léčebných metod karcinomu prostaty je radioterapie, která využívá k ozařování vysokou energii, která je pacientovi mnohdy podávána každý den. K tomu abychom dosáhli bezpečné a účinné léčby je potřeba aby dávka pro karcinom prostaty byla co nejvyšší, zatímco dávka okolním orgánům, jako je konečník a močový měchýř, musí být co nejmenší. Tohoto je dosaženo použitím více svazků záření, které se sbíhají na nádorové oblasti a vyhýbají se co nejvíce okolním tkáním. Během ozařování karcinomu prostaty můžou změny tvaru a polohy močového měchýře a rektu ovlivnit ozařování poddávkováním léze a předávkováním okolních orgánů, proto je přesná kontura cílových a kritických orgánů nezbytnou součástí úspěšného postupu plánování radioterapie.

Cílový objem, který má být ozářen, musí obsahovat všechny rakovinné buňky s vymezeným okrajem zdravé tkáně. Při tvorbě radiačního plánu jsou obvykle využívány manuální segmentace orgánů z obrazů získaných počítačovou tomografií (CT). Segmentace pánevních struktur je obzvlášť obtížným úkolem, protože zahrnuje měkké tkáně, které vykazují velkou variabilitu ve tvaru, velikosti a intenzitě. V případě karcinomu prostaty je tato problematika náročnější v tom, že kritické orgány jako je močový měchýř a rektum mají velký vliv na tvar a umístění samotného cílového orgánu (prostaty). [40][42][44]

Zakreslení a vymezení cílového objemu (GTV) a kritických orgánů je v radioterapii základním předpokladem k úspěšné léčbě karcinomu. Léčebný plán je optimalizován dle každého pacienta podle umístění léze a tvaru anatomické struktury. Vývoj rychlé a přesné metody pro automatickou detekci cílového objemu a kritických orgánů značně přispívá k úspěšné implementaci adaptivní radioterapie. Manuální segmentace obrysu cílového objemu a kritických orgánů je časově náročná, a proto se pro automatickou segmentaci často používá metoda aktivních kontur. Studie [42] rovněž prokázala, že automatická segmentace je spolehlivá a při správně použité metodě nerozeznatelná od ruční segmentace obrazu. [40][41][42][43]

Automatická segmentace prostaty a močového měchýře na klinických obrazech je využívána v mnoha oblastech, a to zejména pro plánování radioterapie, výpočet objemu a dozimetrické měření. Detekce těchto orgánů v případě prokázaného karcinomu prostaty je náročnější, jelikož na rozhraní močového měchýře a prostaty není téměř žádný gradient intenzity, který tyto dvě struktury od sebe odlišuje. Další komplikací je různá výplň močového měchýře a konečníku během každého léčebného procesu, což způsobuje pokaždé změnu tvaru i vzhledu. [40][41][43][45]

4.1 Automatická segmentace MRI snímků

Moderní trendy v segmentaci obrazu používají předem definované tvary jednotlivých struktur, které následně slouží v optimalizačních procesech jako penalizační funkce tvarového omezení. V článku knihy [3] byla navrhovaná metoda segmentace obrazu prostaty pomocí aktivních kontur z MRI snímků s předpokládaným tvarem prostaty (elipsa). Pro zvýšení přesnosti segmentace byla zvolena metoda aktivních kontur ve Finslerově metrice (FAC) a měla by lépe analyzovat vhodné zvolení směrů. Segmentace byla dosažena ve dvou fázích. V první fázi byla prostata segmentována pomocí FAC a předpokládaného tvaru. Následně pomocí aktivních kontur a Finslerově metriky byly doladěny hranice orgánu.

V závěru práce byla tato metoda ověřena pomocí Sørensen–Dice koeficientu, kde podobnost ručně a automaticky segmentované prostaty vycházela až s 80% shodou, což lze považovat za velmi dobrý výsledek. [42]

Problematicku automatické segmentace prostaty v MRI obrazech řeší také práce [44]. Použitá je metoda 3D segmentace pomocí aktivních kontur, která se využívá také při detekci obrazu z CT snímku, ale je navíc vybavena omezením tvaru (předpokládaná elipsa). Získané výsledky automatické segmentace z MRI snímků byly porovnávány s manuální segmentací. Míra podobnosti byla statisticky vypočtena pomocí Sørensen–Dice koeficientu, který potvrzuje správnost a účinnost této metody. V práci byla navržena segmentace prostaty pomocí metody 3D aktivních kontur s využitím funkce Gradient vector flow (GVF). Vzhledem k tomu, že byl známý předpokládaný tvar prostaty (elipsa) bylo do algoritmu přidáno i tvarové omezení, které se jeví jako hlavní přínos této studie. [44]

Hlavním nástrojem této metody je tzv. „had“, který na základě analýzy obrazu a oblasti, kterou chceme detekovat, mění svou energii tak aby se v každém kroku snižovala. Energie tedy závisí na tvaru a umístění obrazu. Parametricky je definován jako:

$$v(s) = [x(s), y(s), z(s)], \quad (4.1)$$

kde $x(s), y(s), z(s)$ jsou souřadnice kružnice a $s \in [0, 1]$.

Energie je vyjádřena jako:

$$E_{mk} = \int_0^1 [E_{int}(v(s)) + E_{ext}(v(s)) + E_{con}(v(s))] ds, \quad (4.2)$$

E_{int} a E_{ext} vyjadřují interní a externí energii. Interní energetická funkce představuje sílu, která určuje konturu tvaru a udržuje konstantní vzdálenost mezi body kontury. Externí energetická funkce se počítá ze vstupního obrazu jako charakterizující parametr. [44]

$$E_{int} = \alpha(s) \left| \frac{dv(s)}{ds} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{d^2 v(s)}{ds^2} \right|^2 \quad (4.3)$$

$$E_{ext} = \omega_{line} I(x, y, z) - \omega_{edge} |\nabla I(x, y, z)|^2 + \omega_{term} E_{term}, \quad (4.4)$$

kde α je pružnost kontury, β je tuhost, $I(x, y, z)$ jsou souřadnice segmentovaného obrazu, ∇ je operátor gradientu a E_{term} je zakřivení kontur.

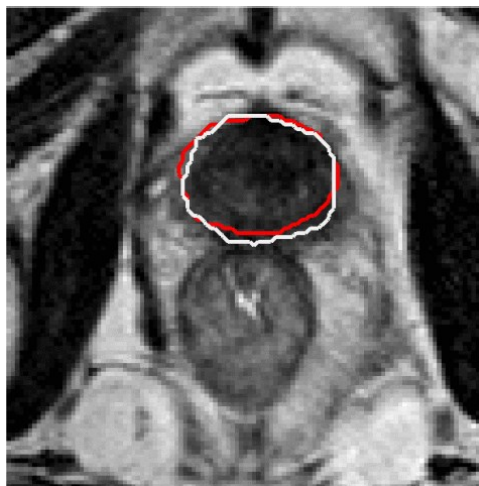
Metoda aktivních kontur byla použita v Matlabu spolu s funkcí gradient vector flow (GVF) a definovaným omezením tvaru prostaty (elipsa). Vývoj bodů aktivní kontury je reprezentován pouze pro malé okolí bodů aktivní kontury. Proto se zavádí funkce GFV, v jejímž důsledku vznikne vektorové pole $v(u, x) = [u(x, y), v(x, y)]$, určené jako minimalizace energetické funkce. Popis, využití a funkčnost je řešena v [43].

Účinnost této metody byla vypočítána dle Diceova koeficientu podobnosti (DSC) mezi manuálním návrhem a automatickým.

$$DSC(M_A, M_{GT}) = \frac{2|M_A \cap M_{GT}|}{|M_A| + |M_{GT}|}, \quad (4.5)$$

kde M_A je binární maska přijatá z algoritmu a M_{GT} je maska z manuálního tvarování odborníkem. Tato metrika umožňuje měřit podobnost dvou datových sad. Výsledek nabývá pouze hodnot 0 a 1, kde hodnota 1 odpovídá identické podobnosti a naopak. [44]

Průměrná hodnota DSC pro 229 řezů pocházejících z 8 MR snímků pacientů s karcinomem prostaty byla rovna 0,81 se standardní odchylkou 0,04, což lze interpretovat jako dobrý výsledek. Na obrázku 11 můžeme vidět výsledky jednotlivých segmentací, kde červená kontura zobrazuje automatickou metodu a bílá manuální zaznačení lékařem. [44]



Obrázek 11: Porovnání výsledků segmentace na MRI snímcích [44]

4.2 Automatická segmentace CT snímků

Problematiku nejasného gradientu intenzity na rozhraní prostaty a močového měchýře v CT snímcích řeší práce zaměřená na Bayesův klasifikátor [45]. Tato detekce se nejčastěji využívá v oblasti radioterapie, kde je zapotřebí přesně znát kontury prostaty a sousedících orgánů, a to z důvodu zakreslení jejich kritičnosti nebo oblasti zájmu. Detekce čistě na základě dat je riskantní a častokrát selhala, jelikož jasná hranice prostaty je viditelná mnohdy nepřehledně. K tomu, aby byl tento problém vyřešen, byl navržen Bayesovský klasifikátor, který prostatu a močový měchýř tvarově ohraničí. Tento článek uvádí několik kvalitativních i kvantitativních výsledků, které potvrzují účinnost této metody. [45]

Náročnější detekci představuje karcinom prostaty, jelikož na rozhraní močového měchýře a prostaty není téměř žádný gradient intenzity, který tyto dvě struktury od sebe odlišuje.

Další komplikací je různá náplň močového měchýře a konečníku během každého léčebného procesu, což způsobuje pokaždé změnu tvaru i vzhledu. Navrhovaný postup v této práci je zaměřen na metodu segmentace močového měchýře a prostaty, bez patologické léze. Tato metoda by měla tolerovat tvarové deformace způsobené náplní močového měchýře, který není vždy koherentní při segmentaci obrazu. Tvar prostaty na snímcích vykazuje větší koherenci, a proto představuje menší tvarové deformace za předpokladu nevyskytující se patologické léze. [45]

Hlavním problémem v segmentaci prostaty a močového měchýře je jejich vzájemné rozhraní, které představuje v některých případech splývající se intenzitu a následnou spojitou detekci (Obrázek 12). Kolem močového měchýře je patrný výrazný gradient intenzity, kromě strany, která sousedí s prostatou. Kromě toho se zdá, že mezi tvary prostaty z populace pacientů existuje dobrá statistická

koherence. Statistická koherence však neplatí pro tvar močového měchýře, protože tvar je dán náplní, která může být nepředvídatelná. Na základě těchto předpokladů byl navrhován model, který společně segmentuje prostatu a močový měchýř, včetně přechodu mezi orgány. [45]

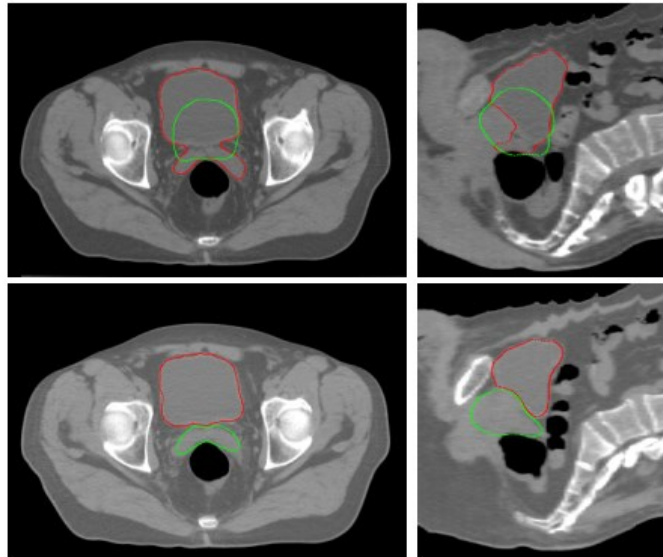
Díky vyvinutým segmentačním modelům založených na Bayesovské inferenci, můžeme aplikovat tuto segmentaci na obrazové data prostaty a močového měchýře následně.

Nechť ϕ_1 je sada úrovní představující hranici prostaty a ϕ_2 , měchýře. N jsou jednotlivé tvary prostaty s pravděpodobností hustoty těchto segmentací rovné:

$$p(\phi_1, \phi_2 | I, \{\phi_1^1, \dots, \phi_2^N\}) = \frac{p(I, \{\phi_1^1, \dots, \phi_2^N\} | \phi_1, \phi_2) p(\phi_1, \phi_2)}{p(I, \{\phi_1^1, \dots, \phi_2^N\})} \quad (4.6)$$

Jelikož obrazy jednotlivých struktur nejsou korelované, je využita následná úprava:

$$p(\phi_1, \phi_2 | I, \{\phi_1^1, \dots, \phi_2^N\}) \propto p(I | \phi_1, \phi_2) p(\phi_1, \phi_2) p(\phi_1 | \{\phi_1^1, \dots, \phi_2^N\}) \quad (4.7)$$



Obrázek 12: Automatická segmentace prostaty a močového měchýře bez (nahore) a s (dole) oddělenými strukturami [45]

Minimalizace problému tohoto řešení je pomocí výpočtu následujících energií:

$$E(\phi_1, \phi_2) = E_{data}(\phi_1, \phi_2) + E_{coupling}(\phi_1, \phi_2) + E_{shape}(\phi_1) \quad (4.8)$$

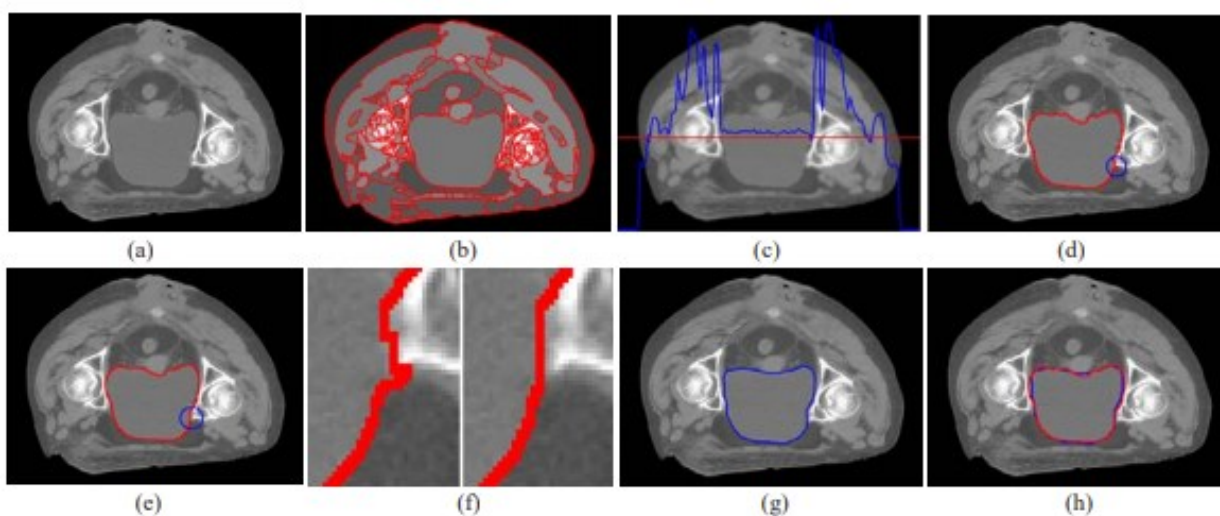
První část integruje obrazová data, druhá část slouží k zavedení pravidelnosti segmentace a poslední část představuje tvarové omezení, které bylo získáno z modelových tvarů jednotlivých orgánů.

Pro inicializaci uživatel definuje referenční bod ke každé tkáni, kde ϕ_1 a ϕ_2 se zobrazí jako obrazec se středem v daném bodě. Díky relativně konstantní intenzitě jednotlivých orgánů se tento způsob prokázal jako spolehlivý. Hlavním přínosem této práce je segmentace dvou orgánů, kde jeden model má předpokládaný konstantní tvar a druhý se mění v závislosti na okolnostech. Vzhledem k tomu že v některých situacích dochází k zakrytí hranice mezi močovým měchýřem a prostatou, segmentace je tvořená pro oba orgány současně. Obrazové sloučení těchto orgánů je způsobeno posunutím prostaty

směrem k močovému měchýři. Navržený Bayesovský rámec integruje spojení mezi povrchy a řeší tak problém segmentace prostaty hlavně v oblasti radioterapie. [45]

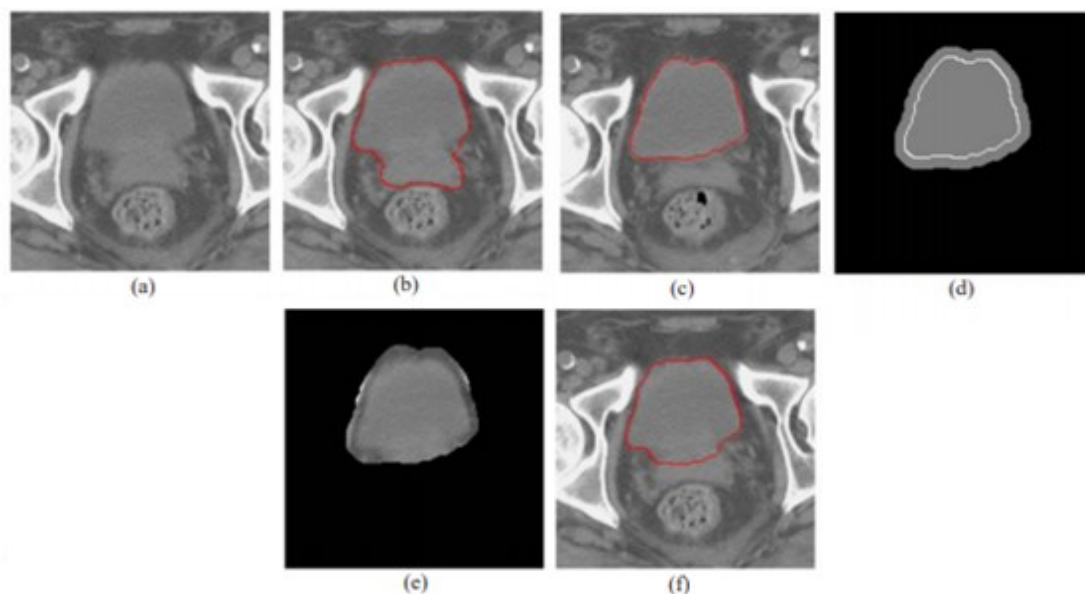
Podobná intenzita jednotlivých okolních orgánů zobrazená na CT snímcích pánve, je stěžejní při segmentaci močového měchýře. Nežádoucím jevem je únik požadovaného obrysu do okolních orgánů podobné intenzity. Vytvořeny 2D algoritmus autory článku [46] segmentuje objem močového měchýře po jednotlivých řezech, které omezují segmentaci okolí. Aplikovaná je dilatační maska k potlačení sousedních tkání.

Postup řez po řezu této metody je zobrazen na obrázku 13. Na obrázku 13a jsou zobrazené semenné vajíčky blízko močového měchýře s podobnou intenzitou. Po použití masky (Obrázek 13c) jsou semenné vajíčky z oblasti zájmu vyloučeny. Tento postup jednotlivých řezů je opakován, dokud nejsou zaznamenány hrany koncových části močového měchýře. [46]



Obrázek 13: Výsledky procesu automatické segmentace step by step [45]

CT obraz může být reprezentován jako 2D pole Hounsfieldových hodnot. V této práci je prostor funkcí spojující vektory polohy a intenzity. Po promítnutí CT obrazu do prostoru funkcí jsou všechny vektory seskupeny pomocí algoritmu. Algoritmus používá několik sad parametrů. Parametr seskupení a velikost prvku řídí počet seskupených oblastí. Důležité je nastavení optimální hodnoty těchto parametrů tak, aby nerozdělily močový měchýř na několik oblastí, nebo eliminoval některé detaily. Optimální nastavení hodnot bylo pro parametr seskupení 9,5 a pro velikost prvků 50. Dalším bodem je nastavení optimální hodnoty detekce pixelů tak, aby byl močový měchýř detekován celý, ale bez uniklých sousedních částí do obrysu. Detekce močového měchýře ovlivněna změnou tohoto parametru je zobrazena na obrázku 14. K vyvážení tohoto trendu byl použit průřez křivek citlivosti a specificity a nalezená hodnota byla stanovana na 5 pixelů. [46]



Obrázek 14: Falešná a pozitivní detekce močového měchýře [46]

Výsledná nastavení a postupy byly aplikovány na 15 CT snímků pánve a výsledné automatické segmentace byly porovnávány s manuální segmentací onkologů. Průměrná doba zpracování trvala přibližně 4 s, což vede minimálně k deseti násobnému zrychlení oproti segmentaci manuální. Dle porovnávacích výsledků lze i tuto metodu bezpečně použít při plánování radioterapie karcinomu prostaty k detekci močového měchýře, který je považován za kritický orgán. [46]

5 Metody segmentace obrazu

Segmentace obrazu je skupina metod, postavených na různých principech digitálního zpracování obrazu. Slouží k automatickému dělení obrazu do částí, které korespondují s konkrétními objekty v obraze. Cílem segmentace obrazu je identifikace popředí a určení oblastí významných prvků, které jsou rozděleny na charakteristické obrazové body – pixely. Ke každému obrazovému pixelu je přiřazen index segmentu, který vyjadřuje určitý objekt v obraze. Segmentace je jeden z nejdůležitějších kroků analýzy obrazu, která rozděluje obraz do jednotlivých segmentů pomocí sofistikovaných algoritmů zpracování obrazu. Skokové změny v hodnotách parametrů pixelů obvykle označují okraje hledaných oblastí. Segmentace prostaty a orgánů z CT obrazu je náročná, jelikož není dobře viditelná hranice mezi prostatou a pozadím z důvodu nízkého kontrastu CT snímků. Obtíže ze segmentací může způsobit variace tvaru, velikosti a intenzity, které jsou ovlivněny individuálně pacientem, věkem a dalšími vlivy. [47][48]

5.1 Definice segmentace

Segmentace obrazu $f(x, y)$ se dělí na podobrazy $R_1, R_2, R_3 \dots R_n$, které splňují následující kritéria:

1. $\bigcup_{i=1}^n R_i = f(x, y)$
2. $R_i \cap R_j = \emptyset, i \neq j$
3. Jednotlivé podobrazy splňují určitá tvrzení, případně množinu tvrzení, např.:
 - všechny pixely v podobraze R_i mají stejnou úroveň šedi,
 - všechny pixely v podobraze R_i se neliší v úrovni šedi více než i nastavenou hodnotu,
 - standardní odchylka úrovně šedi všech pixelů podobrazu R_i je dostatečně malá. [60]

5.2 Metoda aktivních kontur

Metoda aktivních kontur je jednou z pokročilých metod využívaných při segmentaci obrazu. Řadí se mezi deformovatelné křivky v obraze, které na základě působení energie mění svůj tvar, dokud nedosáhnou segmentace cílového objektu. Mezi hlavní výhody této metody se řadí uzavřenost, která je v případě nejasné detekce schopná hranu v daném bodě nahradit. Aktivní kontury jsou využívány pro detekci složitějších útvarů díky nastaveným parametrům, které ovlivňují výsledný tvar kontury. Důležité je správné počáteční umístění v obraze, tak aby deformace křivky probíhala blízko objektu a nebyla ovlivňována artefakty, které mohou způsobit neúspěch segmentace. [49][50]

5.2.1 Parametrické aktivní kontury

Aktivní kontury, často označovány jako „hadi“ (snakes), jsou deformovatelné křivky využívány především k interaktivní segmentaci. Hladkost průběhu křivky je ovlivněna vnitřní energií, která deformuje konturu k hranám a vnější energie přitahují křivku k lokálním minimům. Celková energie je vyjádřena součtem vnitřní, vnější energie a energie obrazu dle rovnice (5.2). [49]

$$E_{snake} = \int_0^1 E_{snake}(v(s)) ds \quad (5.1)$$

$$E_{snake} = \int_0^1 E_{int}(v(s)) ds + E_{image}(v(s))ds + E_{con}(v(s))ds, \quad (5.2)$$

kde E_{int} je vnitřní energie, E_{image} je energie obrazu a E_{con} energie počáteční kontury.

Externí energie je definována jako součet E_{image} a E_{con} a vyjádřena je vzorcem:

$$E_{int} = \alpha(s) \left| \frac{\partial s}{\partial s} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial s}{\partial s} \right|^2, \quad (5.3)$$

kde α je parametr udávající pevnost křivky, která působí proti roztažení (minimalizuje vzdálenost mezi jednotlivými body – pevnost proti roztažení) a β je tuhost proti stlačení, reprezentující pružnost křivky. Těmito parametry definujeme, jakým způsobem bude kontura formována a udržována, bez působení dalších sil, v hladkém tvaru, a bude přesně kopírovat hrany objektu. [49]

Energie obrazu E_{image} je součástí vnější energie a je definována třemi složkami v rovnici:

$$E_{image} = w_{line}E_{line} + w_{edge}E_{edge} + w_{term}E_{term}, \quad (5.4)$$

kde E_{line} určuje inklinaci kontury ke světlým nebo tmavým oblastem podle volby w_{line} , E_{edge} je kontura, která je přitahována k místům s vysokou hodnotou gradientu a E_{term} je složka, která detekuje ostré rohy a konce hran pomocí zkoumání zakřivení. [49]

5.2.2 Geometrické aktivní kontury

Geometrické aktivní kontury mají oproti klasickému parametrickému modelu možnost segmentace několika objektů z obrazu najednou. Aktivní kontura Chan vese je jedna z geometrickým aktivních kontur, která je popsána ve formě level setů, není závislá na hranách a vychází z Mumford-Shahova funkcionálu pro segmentaci. Pro další postup je nutné definovat level-set metodu, ze které metoda bez hran vychází. [51][52]

Level – set metoda lze zjednodušeně nadefinovat jako jednotkovou kružnici se středem v bodě (0,0):

$$\phi_{x,y} = x^2 + y^2 - 1 \quad (5.5)$$

Pomocí této kružnice je definována vnější oblast jako:

$$\phi_{x,y} > 0 \quad (5.6)$$

Vnitřní oblast je definována jako:

$$\phi_{x,y} < 0 \quad (5.7)$$

Obecně lze tedy aktivní konturu zapsat:

$$\Gamma_t = \{x | \phi_{x,t} = 0\} \quad (5.8)$$

Vzdálenost bodů ležících ve vnitřní nebo vnější oblasti lze spočítat pomocí funkce d_x , kterou určíme vzdálenost jednotlivých bodů od bodu ležícího na kružnici. [51]

$$d_x = \min(|x - x_c|), \quad (5.9)$$

kde $x = (x, y)$ je libovolně zvolený bod v rovině a $x_c = (x, y)_c$ je bod na křivce.

Každá hodnota x je následně dána konvencí a vzdáleností. Obecně platí, že body ležící uvnitř křivky mají zápornou hodnotu a body ležící vně mají kladnou hodnotu. [51]

Tyto výpočty nejsou omezeny dimenzemi, takže je lze použít i pro segmentaci objemových dat s menší závislostí na počáteční poloze a tvaru křivky. Nevýhodou je však časová náročnost detekce.

Model aktivní kontury bez hran následně vychází z Mumford-Shahova funkcionálu, díky němuž segmentujeme popředí od pozadí pomocí minimalizace následného funkcionálu:

$$E(c_1, c_2, \Gamma) = \alpha \int_{\Omega^+} (n_{x,y} - c_1)^2 dx dy + \beta \int_{\Omega^-} (n_{x,y} - c_1)^2 dx dy + \gamma \int_{\Gamma} |r_p| dp, \quad (5.10)$$

kde c_1, c_2 označuje průměrnou hodnotu intenzity ve vnitřním a vnějším prostoru, $n_{x,y}$ označuje intenzitu vnitřních a vnějších bodů v prostoru s hranicí Γ , a body p ležící na této hranici. Zajištěn je i hladký průběh křivky. [51][52]

Oddělení popředí obrazu od pozadí lze pomocí Heavisidovy funkce vyjádřené podle vztahu:

$$H(\phi_{x,y}) = \begin{cases} 1, & \phi_{x,y} \geq 0 \\ 0, & \phi_{x,y} < 0 \end{cases} \quad (5.11)$$

Mumfordův-Shahův funkcionál lze následně přepsat jako:

$$\begin{aligned} F(c_1, c_2, \phi) = & \mu \int_{\Omega} |\nabla H(\phi_{x,y})| dx dy + v \int_{\Omega} H(1 - \phi_{x,y}) dx dy \\ & + \lambda_1 \int_{\Omega} |n_{x,y} - c_1|^2 (1 - H(\phi_{x,y})) dx dy \\ & + \lambda_2 \int_{\Omega} |n_{x,y} - c_2|^2 (1 - H(\phi_{x,y})) dx dy \end{aligned} \quad (5.12)$$

Hodnoty c_1, c_2 vyjadřují průměrné hodnoty popředí a pozadí které lze vyjádřit jako:

$$c_1 = \frac{\int_{\Omega} n_{x,y} \cdot (1 - H(\phi_{x,y})) dx dy}{\int_{\Omega} (1 - H(\phi_{x,y})) dx dy} \quad (5.13)$$

$$c_2 = \frac{\int_{\Omega} n_{x,y} \cdot H(\phi_{x,y}) dx dy}{\int_{\Omega} H(\phi_{x,y}) dx dy}, \quad (5.14)$$

kde μ, v, λ_1 a λ_2 jsou váhové koeficienty jednotlivých členů. První člen určuje délku hranice, druhý zajišťuje minimalizaci popředí (vnitřní oblast kontury), poslední dva členy popisují odchylku intenzity jednotlivých bodů v popředí a pozadí od průměrných hodnot daného prostředí. [51]

5.3 Metoda narůstání oblastí

Narůstání oblastí (region growing) je jednou z regionálně orientovaných metod založených na seskupování pixelů s podobným jasnem, která rozšiřováním vytváří segmentovanou oblast. Počátečním bodem je tzv. semeno, které je vloženo manuálně nebo automaticky pomocí předchozí analýzy. V dalších postupech je kontrolováno okolí, a pokud jednotlivé pixely vyhovují zadanému rozhodovacímu kritériu, přidají se k segmentu. Rozhodovací kritérium je statické nebo dynamické. U statického kritéria je testovaný parametr (nejčastěji jas) nového pixelu porovnáván s původně zadaným bodem. Dynamické rozhodovací kritérium porovnává nový pixel s posledním přidaným. Ukončení segmentace je v bodě, kdy není přidán žádný další pixel. Nevýhodou metody je vysoká citlivost na šum, proto musí obraz projít teprve vhodným předzpracováním, které dovolí provést daný druh segmentace. [53]

Proces narůstání oblasti začíná na malé základní množině, která musí splňovat předdefinovaná kritéria, díky kterým dochází k narůstání oblasti. Celkovou obrazovou oblast R lze segmentací rozdělit na n podoblastí, za předpokladu splnění podmínek:

$$U_{i=1}^n R_i = R , \quad (5.15)$$

rovnice, která splňuje předpoklad, že každý pixel náleží nějaké oblasti.

$$R_i \text{ je souvislá oblast, } i = 1, 2, \dots, n , \quad (5.16)$$

určení souvislosti bodů mezi jednotlivými oblastmi.

$$R_i \cap R_j = 0 \text{ pro všechna } i \neq j , \quad (5.17)$$

jednotlivé oblasti se nesmí prolínat.

$$P(R_i) = TRUE \text{ pro } i = 1, 2, \dots, n , \quad (5.18)$$

určení podmínky, která musí být splněna pro každý pixel v oblasti (oblast R_i musí mít stejnou úroveň šedi).

$$P(R_i \cap R_j) = FALSE \text{ pro } i \neq j , \quad (5.19)$$

určení nesouvislosti mezi oblastmi R_i a R_j v odkazu na podmínku $P(R_i)$. [53]

6 Filtrace obrazu

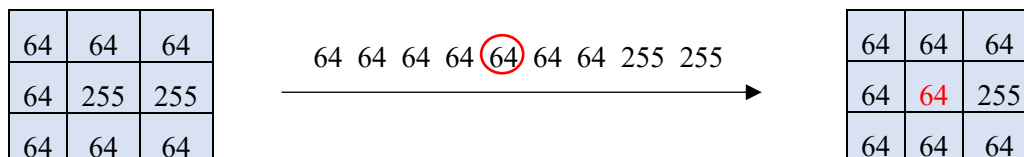
Šum ve snímcích pořízených CT vyšetřením se objevuje ve velké míře. Tak aby byl obraz co nejlépe čitelný a hodnotitelný je třeba, aby jeho geometrická rozlišovací schopnost byla velká. Toho docílíme odfiltrováním šumu z obrazu. U digitálních snímků CT vyšetření se statický šum vyjadřuje v Hounsfieldových jednotkách HU a neměl by v kvalitním obraze přesahovat cca 20-30 HU. Pro tuto optimalizaci obrazu jsou využívány modulace jasu a kontrastu. V některých případech je náročné charakterizovat druh šumu, který může být aditivní Gaussovský bílý šum, impulzní šum, širokopásmový šum a další. V této části jsou popsány využitelné metody, které potlačují šum CT obrazu, jelikož jsou součástí lokálního předzpracování. Bez provedení předzpracování můžou být některé snímky pro segmentaci nepoužitelné.

Filtraci lze rozdělit na dvě skupiny: metody vyhlazování a gradientní operátory. První metoda se soustředí na potlačení šumu a změnu jasu. Gradientní operátory fungují na principu výpočtu lokálních derivací, které slouží k hledání nespojitostí v obraze (hranové detektory). [54]

6.1 Mediánový filtr

Mediánový filtr je jeden z nelineárních filtrů, který funguje na svém obecně známém principu výběru a seřazení intenzity obrazových bodů do posloupnosti s hodnotou \tilde{x} , pro níž platí $P(x < \tilde{x}) = 0,5$.

Pro každý pixel vybírá všechny body z okolí podle zvolené masky a z této množiny je určen medián jasu, kterým je daný pixel nahrazen. Nejvíce je používán na typ šumu „salt and pepper“. Výhodou tohoto druhu filtru je nízká úroveň rozmazávání hran, naopak nevýhodou je poškození ostrých rohů a tenkých nejasných linií v obraze. Pro lepší názornost je představen na obrázku 15 příklad intenzit jasu se zvolených mediánem.



Obrázek 15: Znárodnění funkčnosti mediánového filtru

Představený filtr na obrázku je velikosti 3x3, v případě, že je obraz šumem ovlivněn více, je nutné zvolit větší oblast působení filtru. Důležité je nastavit optimální velikost matice, jinak může dojít k poškození hran objektů v obraze nebo v opačném případě k nedostatečné filtraci. [54][55]

6.2 Gaussův filtr

Gaussův filtr patří mezi nízkofrekvenčních filtry, které mají schopnost redukovat vysoké frekvence v obraze, a tudíž funguje jako filtr typu dolní propust. Matematicky můžeme Gaussovu filtraci interpretovat konvolucí obrazu s Gaussovou funkcí. Své využití nachází ve vyhlazování obrazu a odstraňování detailů a šumu. V tomto smyslu se podobá průměrování, ale využívá k tomu jádro modelu Gaussova vrcholu. Zvolením velikosti masky a diskretizací v bodech, které odpovídají jednotlivým pixelům, získáme Gaussovu masku pro následnou filtraci. [56]

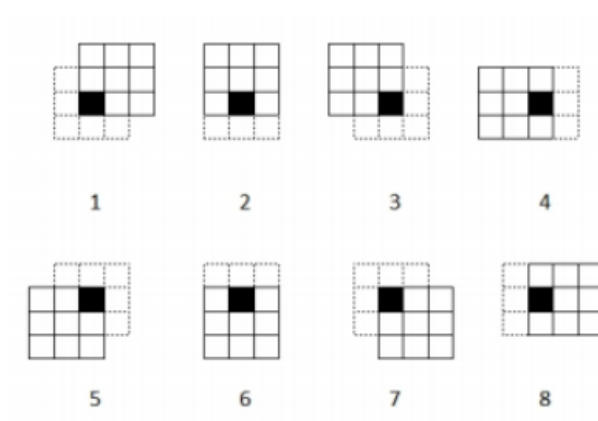
Jako příklad je zobrazena Gaussova maska 3x3:

$$\frac{1}{16} \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$$

Je důležité si všimnout, že součet položek matice dává po vynásobení váhou před maticí výsledek roven 1, který označuje, že celková světlost obrazu se nemění.

6.3 Filtr s rotující maskou

Filtr s rotující maskou funguje tak, že se snaží najít ve větším okolí bodu menší okolí, které nejpravděpodobněji patří do stejného obrazce jako příslušný bod. Snaží se najít takovou masku, jejíž jasový průměr je nejbližší k hodnotě jasu hledaného bodu. Tato metoda má mírně ostřicí charakter a téměř vůbec nerozmazává hrany. Stejnorodost bodu s okolím je často měřena rozptylem jasu. Jako příklad je uvedena rotující maska, která v okolí bodu 5x5 vyhledá masku 3x3, která se bude svými body nejméně lišit od hodnot daného obrazce (Obrázek 16). [57]



Obrázek 16: Filtr rotující maskou 3x3 v okolí 5x5 [57]

7 Analýza karcinomu prostaty a močového měchýře

Praktická část diplomové práce byla zaměřena na předzpracování obrazu, tvorbu segmentačních algoritmů a realizaci SW prostředí pro modelování karcinomu prostaty a močového měchýře. Pro zpracování byly použity snímky získané z Onkologické kliniky Fakultní nemocnice Ostrava. Všechny soubory jsou k práci přiloženy, jelikož byly klinikou anonymizovány a neobsahují žádné osobní údaje pacienta (Obrázek 17).

K vytvoření segmentačního modelu pro identifikaci karcinomu prostaty jsou používány snímky pořízené CT i MR vyšetřením. U některých anatomických oblastí je orientace v CT obraze složitější, a proto pro lepší rozlišení je používán MR obraz. Snímky MR byly zvláště žádoucí pro zpřesnění cílového objemu (prostaty) tak, aby nedošlo ke společné segmentaci rekta a semenných váčků, což by v praxi znamenalo zasažení těchto orgánů nežádoucí dávkou záření. K automatické segmentaci močového měchýře, byly používány snímky výhradně z CT vyšetření.

Snímky pořízené zobrazovacími metodami jsou většinou uloženy ve formátu DICOM, což je datový standard pro přenos obrazových dat v rámci systému PACS. V lékařských digitálních obrazech se objevují různé typy šumu, které zhoršují kvalitu obrazu. Jeden z nejčastěji vyskytujících se šumů je „salt and pepper“, který bylo důležité odfiltrout příslušnými metodami, které fungují efektivně a neodstraňují některé důležité detaily obrazu. Proto před implementací segmentačního algoritmu je provedeno předzpracování obrazových dat, které má za úkol zlepšit rozeznatelnost zájmových objektů.

7.1 Charakteristika vstupního obrazu

Všechny používané snímky jsou uloženy ve formátu DICOM, který se běžně používá jako standard pro práci s medicínskými daty pořízenými zobrazovacími metodami. Jak už bylo výše zmíněno, používané datasety obsahují snímky z MR a CT vyšetření. Rozlišení snímků je 512x512.

Načtení DICOM dat je realizováno prostředím Matlab, které dokáže číst obrazová data z těchto kompatibilních souborů. Tak, aby bylo dál možno pracovat s šedotónovým obrazem, jsou snímky převedeny do škály šedi, kde minimální reálnou hodnotu v matici vezme jako 0 (černá barva) a maximální hodnotu jako 1 (bílou) a všechny ostatní hodnoty rozdělí spojitou lineární funkcí na stupně šedi. Poté rozsah 0-1 je vynásoben konstantou 255 a následně převeden na 8bitové rozlišení. V případě ponechání 16bitového rozlišení je rozsah hodnot pixelů 0 až 65535, výsledky pak jsou sice detailnější, ale zpracování je samo o sobě velmi náročné na výpočetní výkon.

V DICOM formátu není nahraný jen samotný obraz, ale i další důležité informace o pacientovi, vyšetření, vlastnostech obrazu a modalitě (různé druhy přístrojů – CT, MR, UZV). Tyto informace lze spolu s obrazovými daty snadno přečíst. Příklad výpisu informací o daném souboru je zobrazen na obrázku 17. Tato funkce je využívána během nahrávání snímků z různého vyšetření (CT, MR) tak, aby snímky nebyly v určitém cyklu zaměněny je u každého ověřena modalita, teprve pak dojde k dalšímu zpracování.

```

Modality: 'CT'
Manufacturer: 'SIEMENS'
InstitutionName: ''
InstitutionAddress: '17.listopadu...'
ReferringPhysicianName: [1x1 struct]
StationName: ''
StudyDescription: 'Private^CK_Panve_a_jine (Adult)'
SeriesDescription: 'Pelvis 1.5 eFoV'
PerformingPhysicianName: [1x1 struct]
OperatorName: [1x1 struct]
ManufacturerModelName: 'Sensation Open'
ReferencedImageSequence: [1x1 struct]
DerivationDescription: 'Reconstruction field larger than scan field'
SourceImageSequence: [1x1 struct]
Private_0009_10xx_Creator: 'SIEMENS CT VAL DUMMY'
PatientName: [1x1 struct]
PatientID: '001'
PatientBirthDate: '001'
PatientSex: '01'
PatientAge: '069Y'
BodyPartExamined: 'PELVIS'
SliceThickness: 1.5000
KVP: 120
DataCollectionDiameter: 500
DeviceSerialNumber: '49610'

```

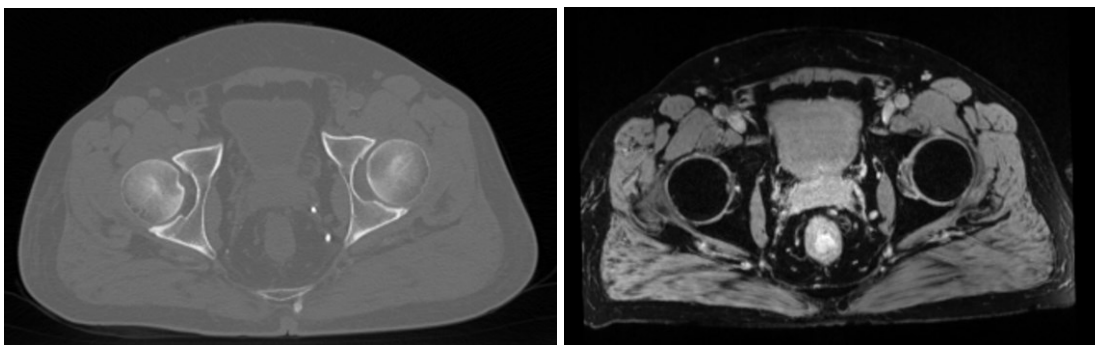
Obrázek 17: Příklad výpisu informací o souboru DICOM

7.2 Předzpracování obrazu

Cílem předzpracování obrazu bylo zvýraznit umístění cílových orgánů z nativních snímků CT. Segmentace pánevních orgánů je náročná z důvodu nízkého kontrastu měkkých tkání v CT snímcích, a proto by se bez vhodného předzpracování neobešla. Jak je znázorněno na obrázku 18 kontrast mezi prostatou, močovým měchýřem a konečníkem je poměrně nízký a hranice jsou mnohdy těžko rozlišitelné. Homogenita těchto orgánů je také podobná sousedícím tkáním a rovněž ztěžuje identifikaci orgánů.

Předzpracování CT obrazů bylo zaměřeno hlavně na zvýraznění hranic a tvaru močového měchýře, tak aby segmentace byla, pokud možno co nejpřesnější. Kvůli hůř rozeznatelnému tvaru a ohraničení prostaty na CT snímcích (Obrázek 18), jsem se rozhodla předzpracovat a dále segmentovat prostatu z MRI snímků, na kterých je obraz zřetelnější (Obrázek 18). Tento krok zvýšil přesnost výsledné segmentace prostaty.

Efektivní segmentaci do jisté míry ovlivňují vstupní data, která mohou být ovlivněna šumem nebo různými druhy artefaktů. Mezi hlavní prostředky použitého předzpracování patří vymezení oblasti zájmu, ostření a filtrace. Všechny tyto metody byly v následujících podkapitolách vhodně aplikovány.



Obrázek 18: Zleva snímek CT a MRI oblasti pánve

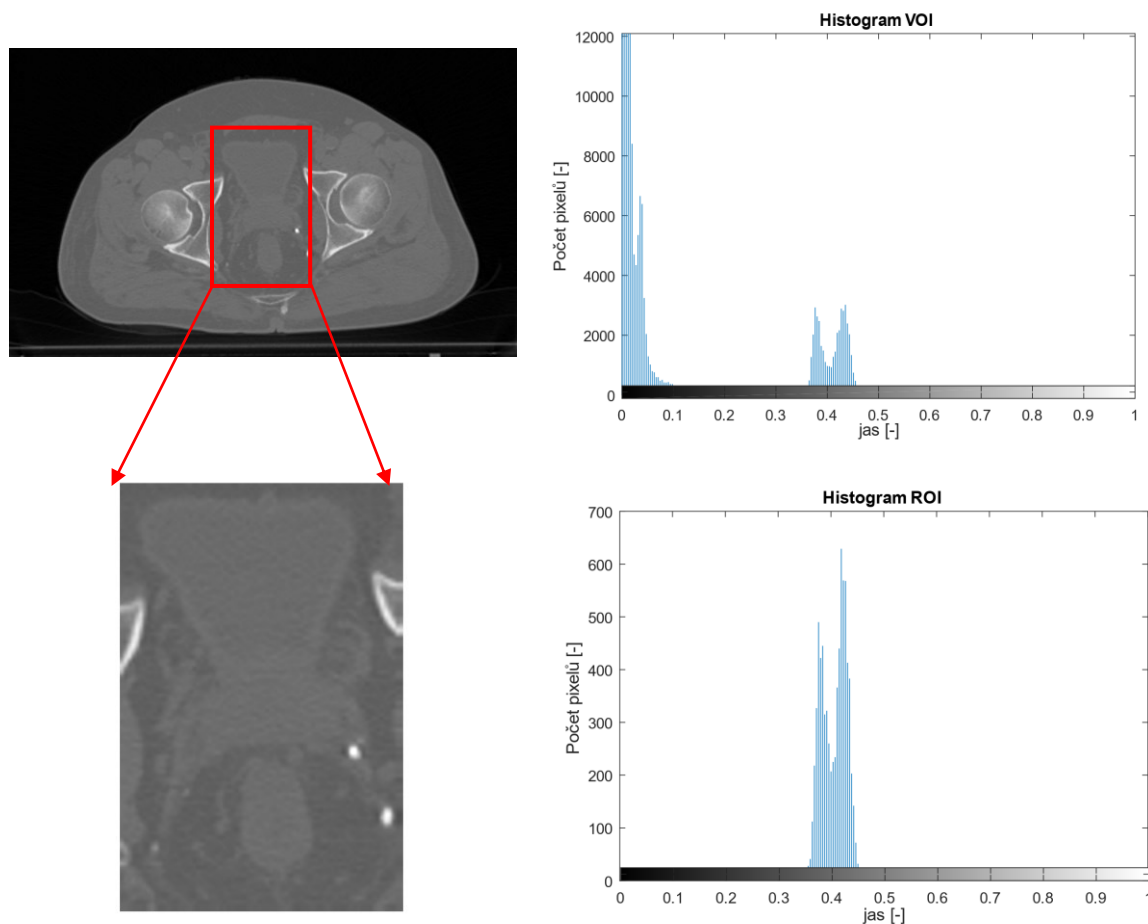
7.2.1 Extrakce oblasti zájmu (RoI)

Jedním z kroků předzpracování obrazu je výběr oblasti zájmu ROI (region of interest). Pomocí této funkce lze vybrat jen určitou část obrazu, tu dále zpracovat a pixely pozadí tímto odstranit. Z hlediska výpočetní náročnosti, zjednodušení inicializace počáteční kontury a zpřesnění následné segmentace, byla tato metoda žádoucí.

V prostřední MATLAB byla možnost volby mezi manuálním vytvořením oblasti zájmu uživatelem nebo fixním nastavením. Z důvodu různého uložení a velikosti orgánů u jednotlivých pacientů je tento výběr ponechán jako manuální. Uživatel pomocí kurzoru vybere zájmovou oblast a poté ji dvojklikem ořeže dle výběru. Jelikož je vytvořené ROI na prvním snímku použito i pro následující řezy, je žádoucí, aby uživatel věděl, jak velkou oblast vytvořit, aby nedošlo v dalších řezech k uříznutí jedné z oblastí zájmu. Vytvořením ROI byl snížen počet pixelů v obraze (Obrázek 19) a tím i časová náročnost segmentace.

Většina medicínských obrazů používá škály šedi, které jsou zobrazené v hodnotách intenzity. Histogram obrazu zobrazuje četnost pixelů o dané intenzitě jasu. Intenzita odpovídá hustotě tkání. V případě CT se hustoty tkání vyjadřují v tzv. Hounsfieldových jednotkách u MR jsou tyto hodnoty brány jako relativní ke stupňům šedi z okolních tkání.

Mnoho operací zpracování obrazu je založeno na analýze histogramu, kterou můžeme vidět na obrázku 19. Díky vytvoření oblasti zájmu byly odstraněny intenzity obrazu, které nejsou v dalších krocích úpravy obrazu potřeba. V tomto případě se jednalo hlavně o odstranění přebytečného pozadí se zaměřením pouze na intenzity žádoucí oblasti.



Obrázek 19: Úprava normalizovaného histogramu pomocí RoI

Matematicky histogram popisuje statistické rozdělení obrazových pixelů z hlediska počtu pixelů na každé jasové stupnici. Vypočítá se jako součet počtu pixelů v každé jasové úrovni a vydělí se celkovým počtem pixelů v obrázku.

$$hist_{DN} = \frac{count(DN)}{N}, \quad (7.1)$$

kde DN je počet jasových úrovní a N počet pixelů obsažených v obrázku.

7.2.2 Ostření

Ke zvýraznění přechodů mezi rozdílnými intenzitami jasu se často využívá ostření obrazu. Pomocí této funkce je zvýrazněn kontrast obrazu na hranicích tím, že je zmenšena vzdálenost jasového vzestupu. Ostření má tendence v obraze zvyšovat šum, proto s touto funkcí bylo třeba pracovat opatrně, tak, abychom na úkor lepšího zobrazení hranic neobdrželi zašuměný snímek.

K vytvoření optimalizovaného zaostření bylo potřeba nastavit hodnotu poloměru (radius) a míry zaostření (amount). Poloměr určuje velikost zaostřovací oblasti kolem okraje. Výchozí hodnota 1 znamená, že ostření bude použito na 1 pixel kolem okraje. Čím větší je nastavena hodnota poloměru, tím větší jsou zesílené okraje. Hodnota míry zaostření udává, jak velký bude nárůst kontrastu daných pixelů v oblasti hrany. Pro tento parametr jsou doporučené hodnoty v rozsahu [0 2], vyšší hodnoty mají sklony k zašumění obrazu.

Ostření je lineární proces, který lze popsat funkcí:

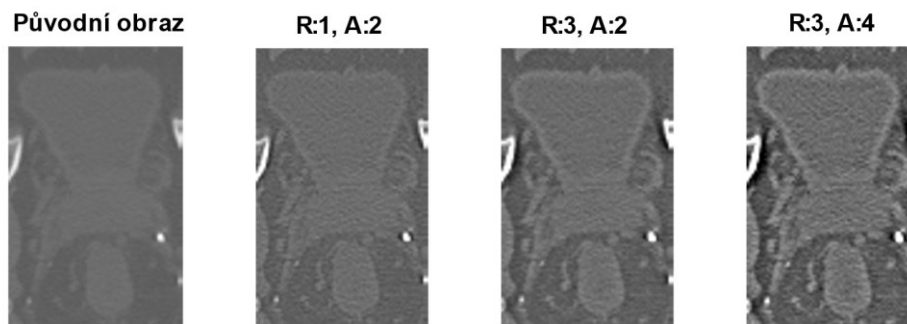
$$L_{sharp}(x) = \frac{L(x) - 0,5k_{sharp}(L(x - V) + L(x + V))}{1 - k_{sharp}}, \quad (7.2)$$

kde $L(x)$ je úroveň vstupních pixelů, $L_{sharp}(x)$ je úroveň zaostřených pixelů, k_{sharp} zaostřovací konstanta a V posun používaný během ostření, který je vyjádřen jako:

$$V = \frac{R_s}{d_{scan}}, \quad (7.3)$$

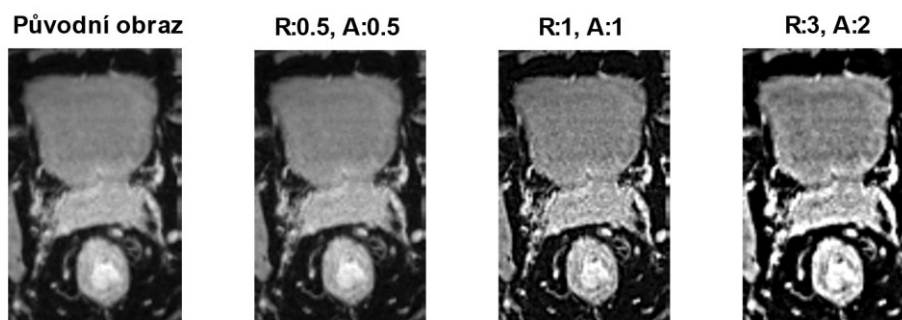
kde R je nastavený poloměr v pixelech a d_{scan} je rychlost skenování v pixelech na vzdálenost. Obecně $1/d_{scan}$ definuje mezeru mezi jednotlivými pixely. [61]

Pro zvýraznění hran močového měchýře byla použita funkce ostření s poloměrem 3 a mírou zaostření 2 (viz Obrázek 20). Testováno bylo taky nastavení poloměru s hodnotu 1, které se okázalo jako nevyhovující z důvodu nedostačující viditelnosti přechodu mezi prostatou a močovým měchýřem. Jako poslední extrém byla nastavená míra zesílení na dvojnásobek a jasně potvrdila to, že s větším zesílením je obraz víc zašuměn, což je v tomto případě zcela nežádoucí.



Obrázek 20: Ukázka nastavení různých parametrů ostření pro segmentaci močového měchýře

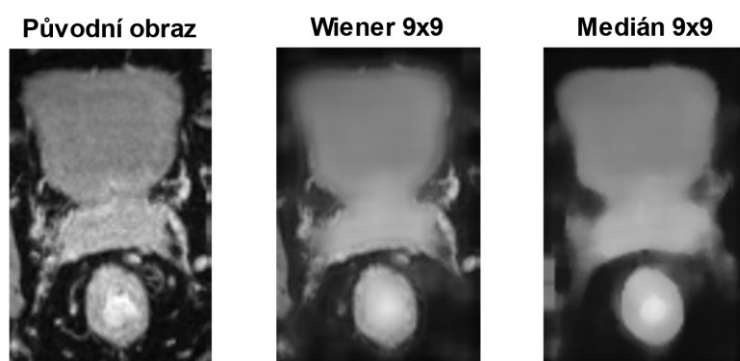
Segmentace karcinomu prostaty probíhala na snímkách MRI, proto bylo potřeba předzpracovat a nastavit vhodné parametry i pro tyto snímky jiného charakteru. MR snímky jsou charakteristické tím, že viditelně lépe zobrazují měkké tkáně. Proto u těchto snímků byla funkce ostření použita pouze pro korekci a lehké zvýšení jasu hran. Po následném testování vhodného nastavení, byla hodnota průměru i míry ostření nastavena na 0,5. Na obrázku 21 jsou zobrazeny i další testované parametry, na kterých můžeme vidět, že už při lehkém zvýšení těchto hodnot došlo k zašumění a byly zvýrazněny některé oblasti, které by mohly v dalších krocích způsobovat artefakty.



Obrázek 21: Ukázka nastavení různých parametrů ostření pro segmentaci karcinomu prostaty

7.2.3 Filtrace

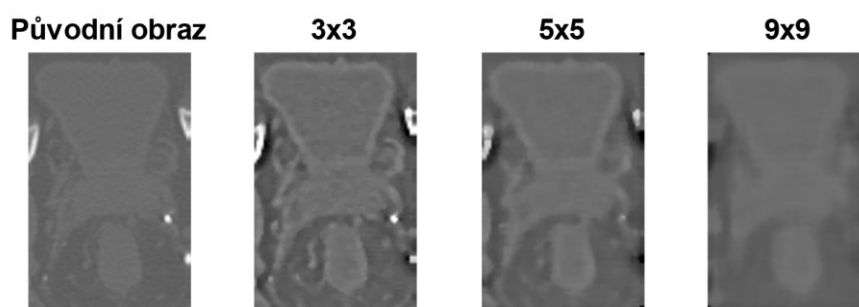
Medicínské snímky pořizované zobrazovacími metodami jako například CT a MRI jsou nejčastěji znehodnoceny šumem typu salt and pepper, který zhoršuje kvalitu obrazu. Proto filtrace obrazu je jedním z primárních bodů předzpracování obrazu. Na základě provedených statistik je nejvhodnější použít nelineární metody filtrace, které oproti lineárním nedegradují hrany obrazu. Pro ověření byl aplikován na obraz Wienerův filtr (jeden z lineárních filtrů) a mediánový filtr (jeden z nelineárních filtrů) se stejnou velikostí konvolučního jádra 9x9.



Obrázek 22: Porovnání obrazu po provedené mediánové a Wienerové filtraci

Pro porovnání těchto dvou druhů filtrů byl použit MRI snímek, z datové sady č. 3, na kterém jsou jasně viditelné rozdíly (viz. Obrázek 22). Rozdíly daných filtrací jsou nejvíce viditelné v oblasti hran močového měchýře a prostaty. Po Wienerově filtraci zůstaly v obraze bílé skvrny znázorňující pravděpodobně tukovou tkáň, která může během segmentace způsobovat nežádoucí artefakty. Naopak mediánová filtrace lépe zdůraznila hrany a potlačila detaily kolem oblasti zájmu, které v tomto případě zobrazené být nemusí.

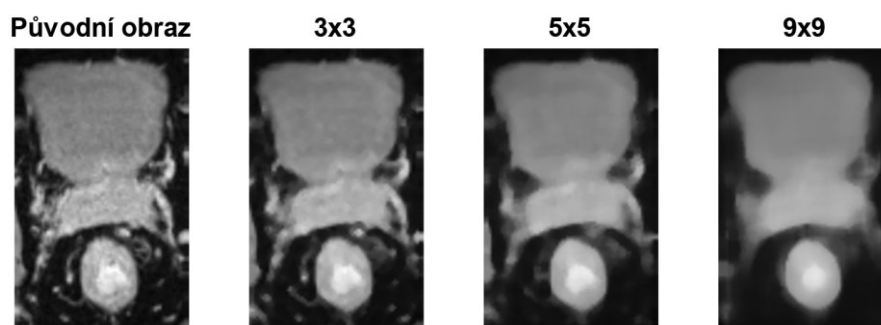
Z výsledků zobrazených na obrázku 22 byl vybrán jako výchozí pro všechny snímky mediánový filtr s konvolučním jádrem 9x9 pro MRI snímky a 5x5 pro CT snímky. Hodnoty konvolučního jádra byly vybrány na základě testování různých velikostí jader s ohledem na výslednou filtraci snímku. Testovány byly tři konvoluční jádra pro MRI snímek (viz. Obrázek 24) a tři pro CT snímek (viz. Obrázek 23)



Obrázek 23: Aplikace třech velikostí konvolučního jádra mediánového filtru na CT snímky

Z obrázku 23 je patrné, že čím větší je použito konvoluční jádro, tím více jsou struktury snímku rozmazány. V tomto případě se jako optimální jeví konvoluční jádro velikosti 5x5. Použitím konvolučního jádra 3x3 nebyla struktura močového měchýře dostatečně vyhlazena a objevoval se podobně jak u původního snímku šum salt and pepper.

Naopak použitím konvolučního jádra 9x9 byl obraz celkově rozmazán, což mělo za následek sjednocení močového měchýře a prostaty s nepřehlednými hranicemi a hranami.



Obrázek 24: Aplikace třech velikostí konvolučního jádra mediánového filtru na MRI snímky

Naopak u snímků z MRI vyšetření je viditelně nejlepší mediánový filtr s jádrem 9x9. Struktura prostaty, která z těchto snímků je segmentovaná, má hladký nezašuměný obsah se zvýrazněnými hranami. Velikost jádra 5x5 se také jeví dobře, ale během aplikace měla větší sklony k expanzi mimo oblast zájmu.

8 Segmentační model karcinomu prostaty a močového měchýře

Segmentace prostaty a močového měchýře se obvykle provádí během plánování radioterapie karcinomu prostaty. V současné době je v klinické praxi prováděna manuální segmentace lékařů, která je časově náročná. Cílem práce je vytvořit algoritmus, který po načtení sérií snímků z vyšetření, výběru ROI a inicializaci kontury bude zcela automaticky segmentovat dané oblasti v jednotlivých řezech. U některých anatomických oblastí je orientace v CT obraze složitější, a proto pro lepší rozlišení je používán CT obraz s obrazem MR. Zobrazení MR je zvlášť žádoucí při plánování radioterapie karcinomu prostaty, které se používá k zpřesnění cílového objemu a šetří tak blízko uložené orgány před nežádoucí dávkou záření. Proto i v této práci byl algoritmus, navrhován pro automatickou segmentaci karcinomu prostaty, hlavně s využitím MR dat, které byly využívány k vymezení cílových objemů. K automatické segmentaci močového měchýře, jakožto jednoho z kritických orgánů, byly používány snímky výhradně z CT vyšetření.

8.1 Metoda aktivních kontur

Metodu aktivních kontur lze rozdělit na metody založené na detekci hran a modely založené na statistickém rozložení pixelů. Aktivní kontury založené na hranách využívají gradientní obraz, který je obvykle citlivý na šum a artefakty, z tohoto důvodu praktická a řešební část práce se soustředí pouze na aktivní kontury založené na regionech. Tyto metody identifikují zájmovou oblast pomocí různých deskriptorů, kterými nejčastěji jsou odstín a intenzita. Široké využití této metody je v oblasti segmentace zašuměných obrazů nebo struktur s nepřehlednými hranicemi.

8.2 Aktivní kontury založené na lokální Gaussové distribuci energie

Zvolená metoda segmentace je založená na lokální funkci Gaussovy distribuce založené na postupné deformaci inicializační kontury na základě vypočítaných energií v jednotlivých iteracích. Jelikož vyžaduje inicializaci počátečního bodu je považována za metodu poloautomatickou.

Předlohou k realizaci této metody byly odborné články [62] a předlohy kódu autora Li Wanga. Metoda je odvozena od základních metod představených v kapitole 5.2 a navazuje na modely segmentace pomocí aktivních kontur představených v [63] s tím že zahrnuje do výpočtu Gaussovou statistickou distribuci, která počítá rozložení intenzit jednotlivých bodů v obraze:

$$p_{i,x}(I(y)) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_i(x)} \exp\left(-\frac{(u_i(x) - I(y))^2}{2\sigma_i(x)^2}\right), \quad (8.1)$$

kde u_i je střední hodnota a σ_i směrodatná odchylka intenzity každého regionu.

Kernelova funkce je použita jako alternativa váhové funkce která udává, jak velký posun kontury bude během každé další iterace. Kernelovou funkci lze zapsat jako:

$$\omega(d) = \begin{cases} \frac{1}{\alpha} \exp\left(-\frac{|d|^2}{2\sigma}\right) & \text{jestliže } |d| \leq p, \\ 0 & \text{jestliže } |d| > p \end{cases} \quad (8.2)$$

kde α je konstanta, p je poloměr oblasti pixelů, které bere v potaz, d průměr a σ rozptyl je popsáný Gaussovou statistickou distribucí. Nastavením malé hodnoty Kernelovy funkce se zrychlí výpočet, ale sníží množství pixelů zahrnutých do výpočtu. Vhodné nastavení této hodnoty je důležité k optimalizaci evoluce křivky, tak aby byla dostatečná.

Rozložení intenzit jednotlivých bodů lze zapsat energetickým funkcíonálem jako:

$$E^{LGDF} = \int_{\Omega} E_X^{LGDF} dx = \int_{\Omega} \left(\sum_{i=1}^N \int_{\Omega} -\omega(x-y) \log p_{i,x}(I(y)) dy \right) dx, \quad (8.3)$$

kde $\omega(x-y)$ je nezáporná váhová funkce, $-\log$ minimalizuje energii $p_{i,x}(I(y))$ je rozložení hustoty pravděpodobnosti ω a $I(y)$ je hodnota pixelu, která je nezávislá na výběru regionu, a proto ji lze zanedbat. Dvojitý integrál zaručuje minimalizaci energie E všech středových bodů obrazové domény Ω .

8.2.1 Level set

Obrazová doména Ω je konturou rozdělena na dvě části – popředí Ω_1 a pozadí Ω_2 . Tyto oblasti můžeme vyjádřit jako oblasti vně a uvnitř nulové úrovně level set funkce ϕ viz Obrázek 25. Kontura, která odděluje vnější a vnitřní oblast je definována jako:

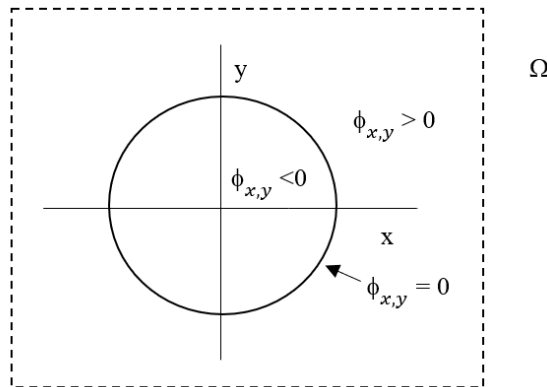
$$\phi_{x,y} = 0 \quad (8.4)$$

, vnitřní oblast Ω_1 :

$$\phi_{x,y} < 0 \quad (8.5)$$

a vnější oblast Ω_2 :

$$\phi_{x,y} > 0 \quad (8.6)$$



Obrázek 25: Implicitní reprezentace rozdělení obrazové domény konturou na vnitřní a vnější část

Heavisidovou funkcí pak lze energeticky vyjádřit jako:

$$\begin{aligned} E_X^{LGDF}(\phi, u_1(x), u_2(x), \sigma_1(x)^2, \sigma_2(x)^2) = \\ - \int_{\Omega} \omega(x-y) \log p_{1,x}(I(y)) M_1(\phi(y)) dy \\ - \int_{\Omega} \omega(x-y) \log p_{2,x}(I(y)) M_2(\phi(y)) dy, \end{aligned} \quad (8.7)$$

kde $M_1(\phi(y)) = H(\phi(y))$ a $M_2(\phi(y)) = 1 - H(\phi(y))$.

Tím pádem energii E^{LGDF} lze přepsat jako:

$$E_X^{LGDF}(\phi, u_1, u_2, \sigma_1^2, \sigma_2^2) = \int_{\Omega} E_X^{LGDF}(\phi, u_1(x), u_2(x), \sigma_1(x)^2, \sigma_2(x)^2) dx \quad (8.8)$$

K dosažení přesné evoluce kontury, bez odchylek, je nutno regulovat nastavení nulové level set funkce, která je charakterizována energetickým funkcionálem:

$$P(\emptyset) = \int \frac{1}{2} (|\nabla \phi(x)| - 1)^2 dx \quad (8.9)$$

Důležité je nastavit omezení délky nulové level set funkce, tak aby křivka byla hladkého průběhu během vývoje:

$$L(\emptyset) = \int \frac{1}{2} |\nabla H(\phi(x))| dx \quad (8.10)$$

Potom lze energetický funkcionál zapsat jako:

$$F(\emptyset, u_1, u_2, \sigma_1^2, \sigma_2^2) = E^{LGDF}(\emptyset, u_1, u_2, \sigma_1^2, \sigma_2^2) + vL(\phi) + \mu P(\phi) \quad (8.11)$$

8.2.2 Minimalizace energie pomocí gradientu

Pomocí Heavisideových funkcí (8.7) lze zapsat Euler-Langrangeovy rovnice:

$$\int \omega(x - y)(u_i(x) - I(y))M_{i,x}(\phi(y))dy = 0 \quad (8.12)$$

$$\int \omega(y - x)(\sigma_i(x)^2 - (u_i(x) - I(y))^2)M_{i,x}(\phi(y))dy = 0 \quad (8.13)$$

Z uvedených rovnic (8.12) a (8.13) lze vypočítat u_i a $\sigma_i(x)^2$ které minimalizují energetickou funkci (8.11) v každé level set úrovni.

$$u_i = \frac{\int \omega(y - x)I(y)M_{i,x}(\phi(y))dy}{\int \omega(y - x)M_{i,x}(\phi(y))dy} \quad (8.14)$$

$$\sigma_i(x)^2 = \frac{\int \omega(y - x)(u_i(x) - I(y))^2 M_{i,x}(\phi(y))dy}{\int \omega(y - x)M_{i,x}(\phi(y))dy} \quad (8.15)$$

Minimalizaci energie tohoto funkcionálu řeší rovnice gradientního klesajícího toku:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = -\delta(\phi)(e_1 - e_2) + v\delta(\phi)\text{div}\left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|}\right) + \mu(\nabla^2 \phi - \text{div}\left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|}\right)), \quad (8.16)$$

kde

$$e_1(x) = \int_{\Omega} \omega(y - x) \left[\log \sigma_1(y) + \frac{(u_i(x) - I(x))^2}{2\sigma_1(y)^2} \right] dy \quad (8.17)$$

$$e_2(x) = \int_{\Omega} \omega(y - x) \left[\log \sigma_2(y) + \frac{(u_i(x) - I(x))^2}{2\sigma_2(y)^2} \right] dy \quad (8.18)$$

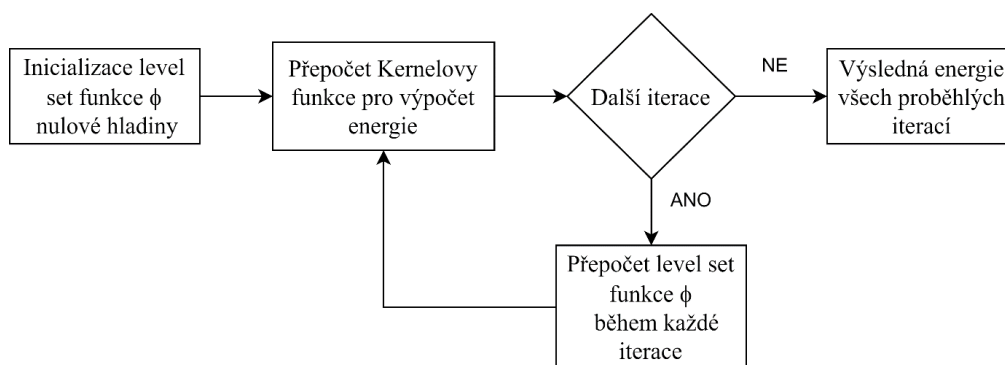
Aplikací této metody a všech výpočtů je obraz méně závislý na kontrastu, který většinou způsobuje nehomogenitu obrazu.

8.2.3 Implementace metody a nastavení parametrů

Implementace celé metody lze popsat v pár krocích:

1. Inicializace level set funkce ϕ nulové hladiny.
2. Přepočít Kernelovy funkce dle rovnice (8.11) pro výpočet energie.
3. Přepočít level set funkce ϕ dle (8.16) během každé iterace.
4. Možná reinicializace ϕ .
5. Po dokončení všech iterací je uložena výsledná energie všech proběhlých iteračních kroků. Jestliže nejsou všechny iterace dokončeny – opakovat krok 2.

Pro lepší přehlednost je tento postup zobrazen na obrázku 26 jako blokové schéma.



Obrázek 26: Blokové schéma použité segmentační metody

Level set funkci lze pro zjednodušení binarizovat, tak, že záporné hodnoty $-c_0$ jsou uvnitř kontury a kladné $+c_0$ vně.

Parametry funkce

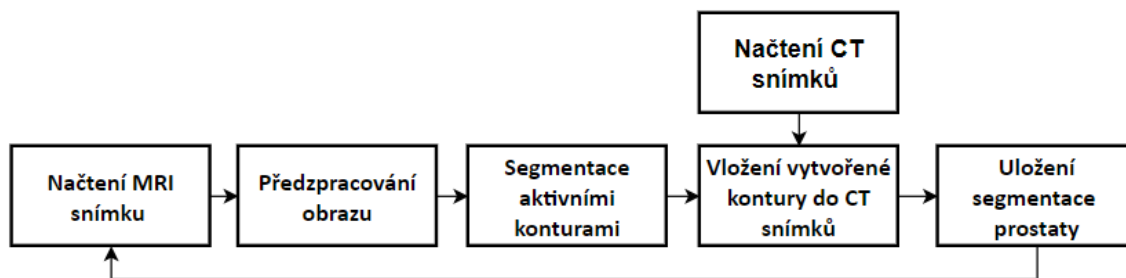
Pro tuto práci bylo důležité vhodně nastavit všechny parametry funkce, které budou pro segmentovanou oblast nejvhodnější:

- **N (NumIter)** – počet iteračních kroků.
- **Δt (timestep)** – časový krok posunu křivky. Čím větší je hodnota parametru, tím evoluce křivky je rychlejší, ale pracuje s větší nepřesností.
- **μ (mu)** – konstanta, která řídí odchýlení křivky od své aktuální pozice během vývoje.
- **σ (sigma)** – parametr Kernelovy funkce. Částečně řeší nehomogenitu jasové intenzity. Čím větší hodnota, tím se křivka při evoluci více vzdaluje od své pozice každého iteračního kroku.
- **ε (epsilon)** – udává šířku Diracova impulsu. Zrychluje počáteční pohyb inicializované kontury. Čím větší hodnota, tím méně přesná je finální kontura.
- **C_0 (c0)** – konstanta, kterou se záporně násobí hodnoty pixelů uvnitř kontury a kladně hodnoty vně. Čím vyšší hodnota, tím rychlejší počáteční pohyb inicializované kontury.
- **ν (nu)** – konstanta, která ovlivňuje délku kontury. Čím větší hodnota, tím je délka kontury menší a naopak. Čím menší hodnota, tím víc je křivka přitahována k nežádoucím artefaktům.
- **α (alf)** – konstanta, určuje váhu kladenou energii obrazu během evoluce a přitahuje křivku ke hranám.
- **λ_1 (lambda 1)** – konstanta, která násobí funkci $e_1(x)$ a přiřazuje váhu oblasti uvnitř kontury při pohybu křivky.
- **λ_2 (lambda 2)** konstanta, která násobí funkci $e_2(x)$ a přiřazuje váhu oblasti vně kontury při pohybu křivky.

- U parametrů λ_1 a λ_2 nezáleží jen na zvolené hodnotě, ale také na vzájemném poměru. Křivka má tendenci se smršťovat, jestliže $\lambda_1 > \lambda_2$ v opačném případě má tendenci expandovat.

8.3 Návrh segmentace karcinomu prostaty

K vytvoření SW pro automatickou segmentaci karcinomu prostaty byly využívány hlavně obrazová data MR, které sloužily k vymezení cílových objemů a následnému převedení těchto kontur na obraz CT ve kterém jsou tyto objemy v praxi běžně vyznačovány. Blokové schéma znázorněné na obrázku 27 představuje postup načtení, předzpracování a segmentace cílových objemů.



Obrázek 27: Diagram postupu segmentace karcinomu prostaty

Po načtení prvního řezu MRI je obraz předzpracován dle kapitoly 7.2. Následně je do obrazu aplikován pohyblivý kurzor, který po kliknutí uživatelem vymezí oblast zájmu v tomto případě oblast prostaty. Je důležité se v daném snímku orientovat a přibližně vědět, jak se bude daný orgán v následujících řezech měnit, jelikož lokalizace těžiště inicializační kontury je pro všechny zvolené řezy stejná.

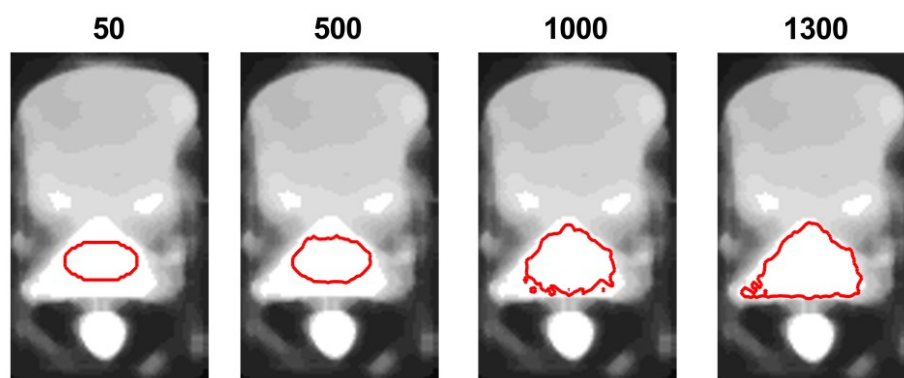
Při nastavování parametrů aktivní kontury jsem se řídila kapitolou 8.2.3, ve které jsou popsány vlastnosti jednotlivých parametrů. Dle těchto informací a dalších nastudovaných vlastností kontur, byly nastaveny parametry segmentace. Tyto parametry byly aplikovány do kódu řídicího se Gaussovou distribucí v prostředí MATLAB. Na obrázku 26 je zobrazen postup dané segmentační metody v každé iteraci. Tímto postupem byl algoritmus co nejlépe optimalizován pro segmentaci všech řezů z jednotlivých datových sad. Hodnoty nastavených parametrů jsou zobrazeny v tabulce 8.1. Význam těchto parametrů je obsažen v kapitole 8.2.3.

Tabulka 8.1: Hodnoty nastavených parametrů aktivní kontury pro segmentaci karcinomu prostaty

| Parametry kontury | Hodnota |
|-----------------------------------------------------|---------|
| Počet iterací | 1300 |
| Časový krok posunu křivky | 0,015 s |
| Parametr Kernelovy funkce | 8 |
| Konstanta přiřkládající váhu oblasti vně kontury | 1,002 |
| Konstanta přiřkládající váhu oblasti uvnitř kontury | 1,034 |
| Šířka Dirakova impulsu | 0,01 |
| Parametr přitahující křivku ke hranám | 45 |
| Tvar kontury | elipsa |

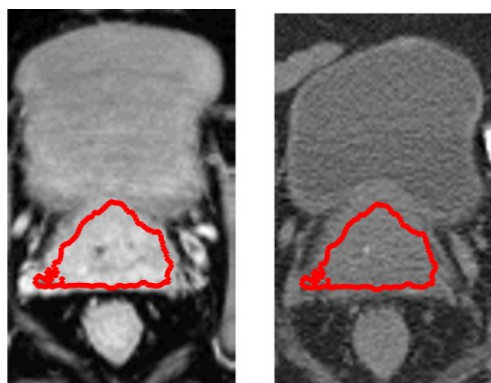
Celý algoritmus pracuje v několika cyklech. První dva jsou představeny v předešlých kapitolách, kde jsou zpracována obrazová data DICOM a následně vhodně předzpracována. Součástí předzpracování snímku MRI bylo i potlačení některých pixelů, které odpovídaly nežádoucímu artefaktu aplikovaných zlatých zrn v prostatě. V dalším cyklu je provedena inicializace kontury ve všech načtených obrazech a následuje postupná segmentace orgánu ve zbylých řezech. Po průchodu všech iterací pro jeden řez, se obraz s vytvořenou segmentací uloží do příslušné složky. Do 3D maticové struktury je uložen segmentovaný objem, v tomto případě karcinomu prostaty. Celý proces běží, dokud nejsou uloženy do složky a 3D matice všechny načtené obrazy.

Na obrázku 28 je zobrazen vývoj kontury v jednotlivých iteracích s nastavenými parametry uvedenými v tabulce 8.1, které jsou následně používány i pro zbylé sady snímků.



Obrázek 28: Vývoj kontury během segmentace karcinomu prostaty

Po dokončení segmentace je kontura z MRI snímku převedena na CT snímek stejného řezu viz Obrázek 29.

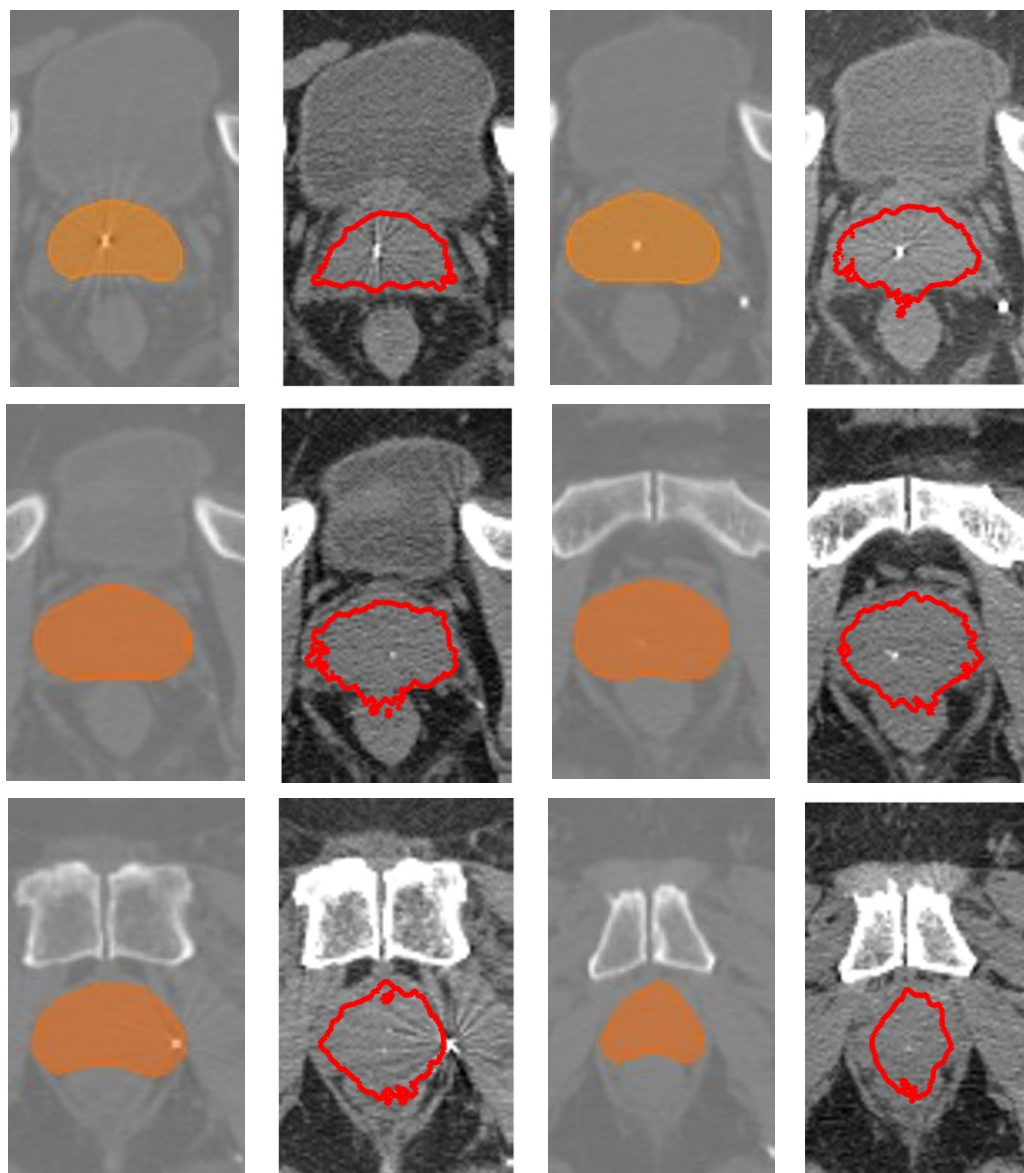


Obrázek 29: Převedení kontury z MRI snímku do CT

8.3.1 Aplikace algoritmu na reálná klinická data

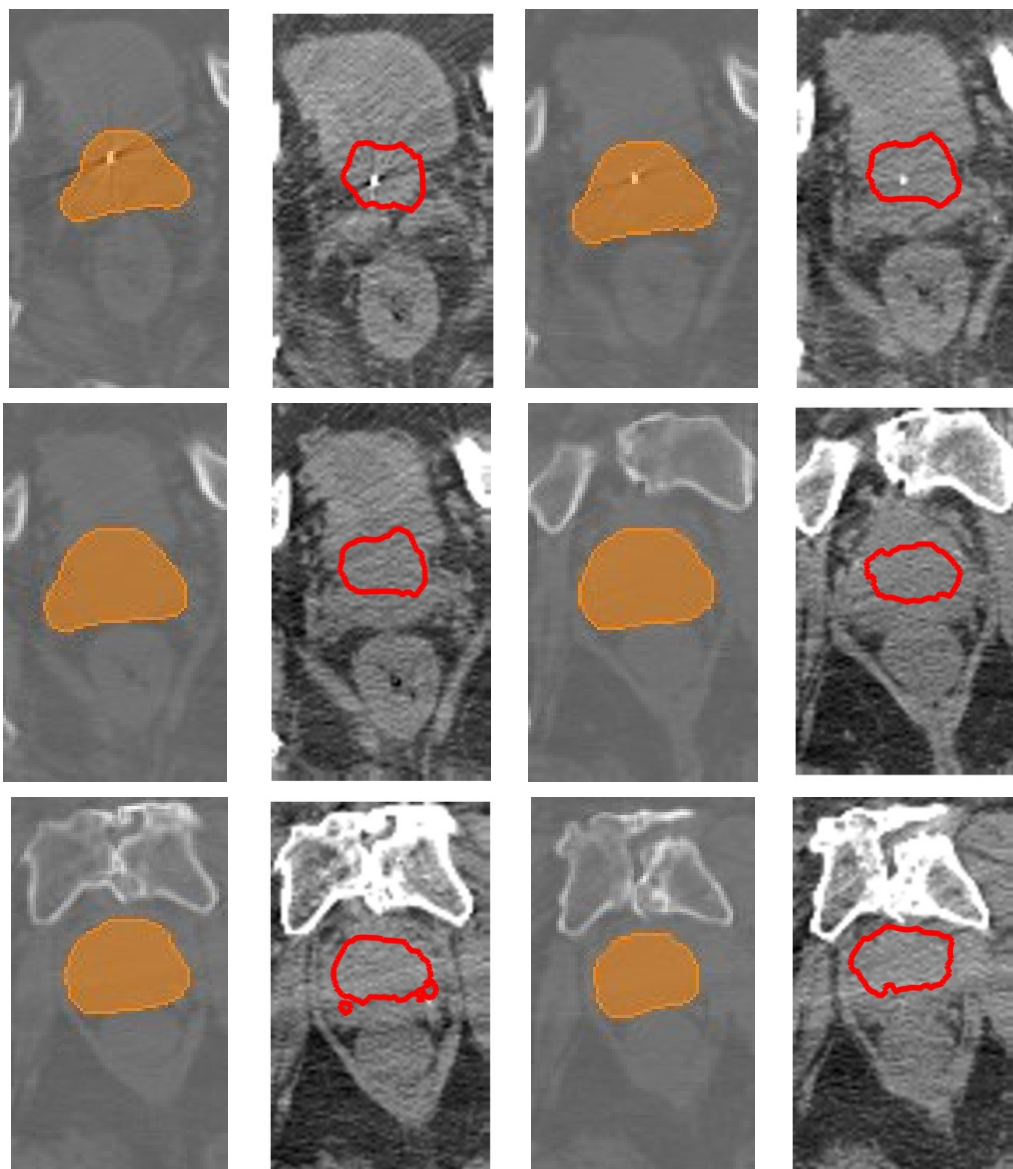
Algoritmus byl testován na pěti sadách snímků získaných z Onkologické kliniky Fakultní nemocnice Ostrava. Počet snímků, na kterých se prostata nacházela, byl různý. U první sady snímků byla prostata segmentována ve 35 řezech, u druhé sady ve 33 řezech, u zbylých tří sad byla segmentována ve 40 řezech. Pro ilustraci je vybráno 6 snímků reprezentující každou sadu a porovnány jsou s manuální segmentací vytvořenou lékařem.

Provedená segmentace nebyla ve všech řezech stoprocentní, jelikož v této oblasti je denzita pánevních orgánů a jeho okolí velmi podobná a často i lékař má problém celkový objem vyznačit. Segmentace lékařů bývá často intuitivní a používají různé orientační značky, podle kterých se řídí. Navržený algoritmus je primárně založený na detekci pixelů v obraze, proto jak níže uvidíme má tato metoda ve svém provedení jisté mezery.



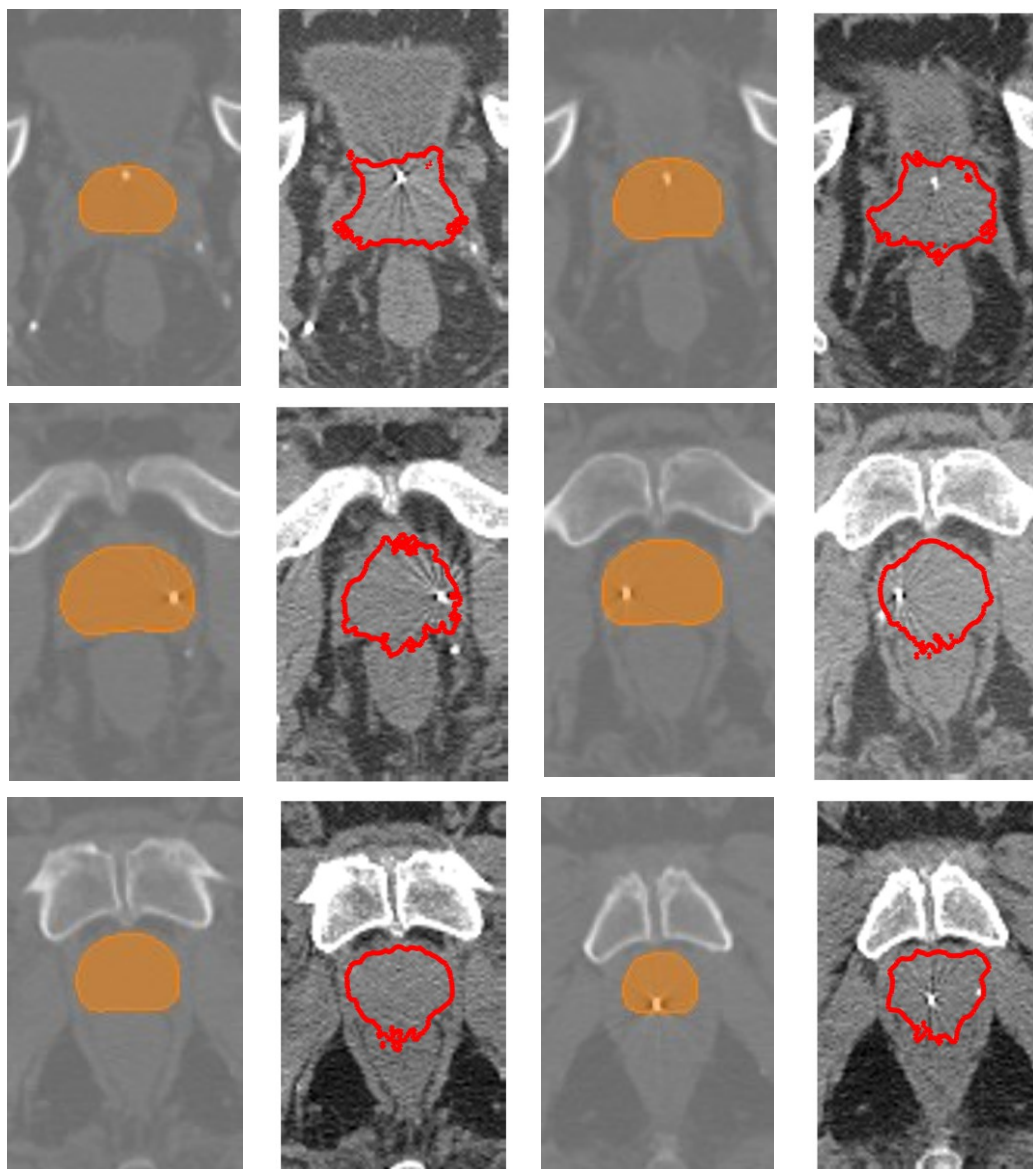
Obrázek 30: Automatická segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků I (červená) porovnaná s manuální segmentací (oranžová)

Na obrázku 30 je vidět, jak se postupně měnila segmentace karcinomu prostaty v jednotlivých řezech. Vytvořená segmentace je ve většině řezů velmi podobná manuálním segmentacím lékařů. Nepatrné odchylky jsou viditelné v prvních řezech, kde má kontura lehké tendence expandovat do rekta, který má velmi podobnou denzitu jako prostata. K výraznějším chybám dochází až při zmenšujícím se objemu prostaty s téměř splývajícím konečníkem, který není oddělen žádnou viditelnou hranicí. SW pracuje na základě odstínu šedi, proto v posledních řezech vyznačil spolu s karcinomem prostaty i rektum. Celkově segmentaci této datové sady hodnotím jako úspěšnou až na některé drobné odchylky.



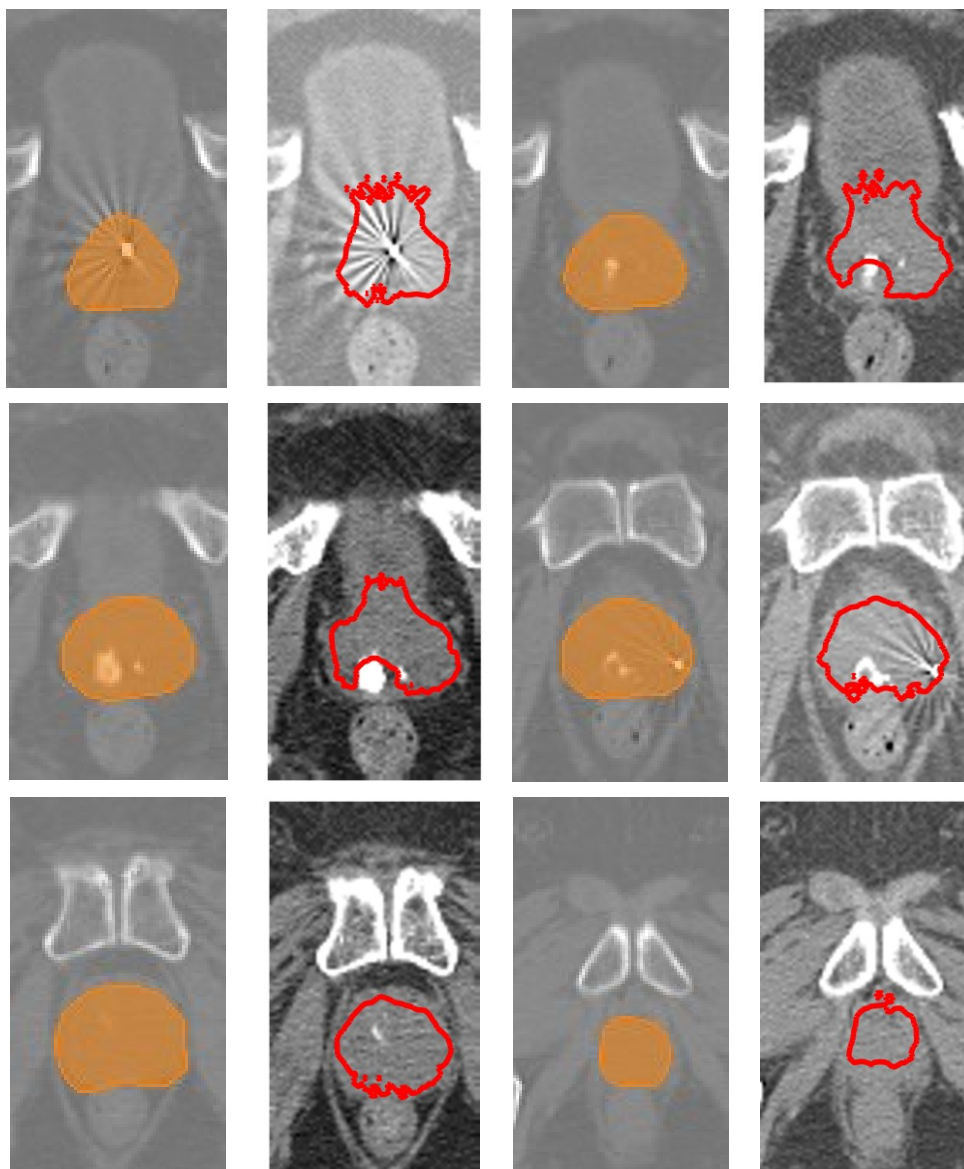
Obrázek 31: Automatická segmentace močového měchýře z datové sady snímků II (červená) porovnaná s manuální segmentací (oranžová)

Na obrázku 31 jsou zobrazeny výsledky segmentace karcinomu prostaty datové sady II a porovnány jsou se segmentací, která byla vytvořena manuálně. Na zobrazených řezech vidíme, že ve většině řezů nebyl karcinom prostaty vysegmentován v celém objemu. Na prvním zobrazeném řezu jsou lékařem vyznačené spolu s prostatou i semenné vajíčky, které se vyznačují v závažnějším stádiu onemocnění. Automatickou segmentací však byla vyznačená pouze prostata. V dalších řezech nebyl karcinom prostaty vyznačen v celém objemu z důvodu vyskytujících se artefaktů v obraze. Artefakty jsou způsobeny totální endoprotézou kyčelního kloubu a ovlivňovaly celý proces segmentace ve všech řezech.



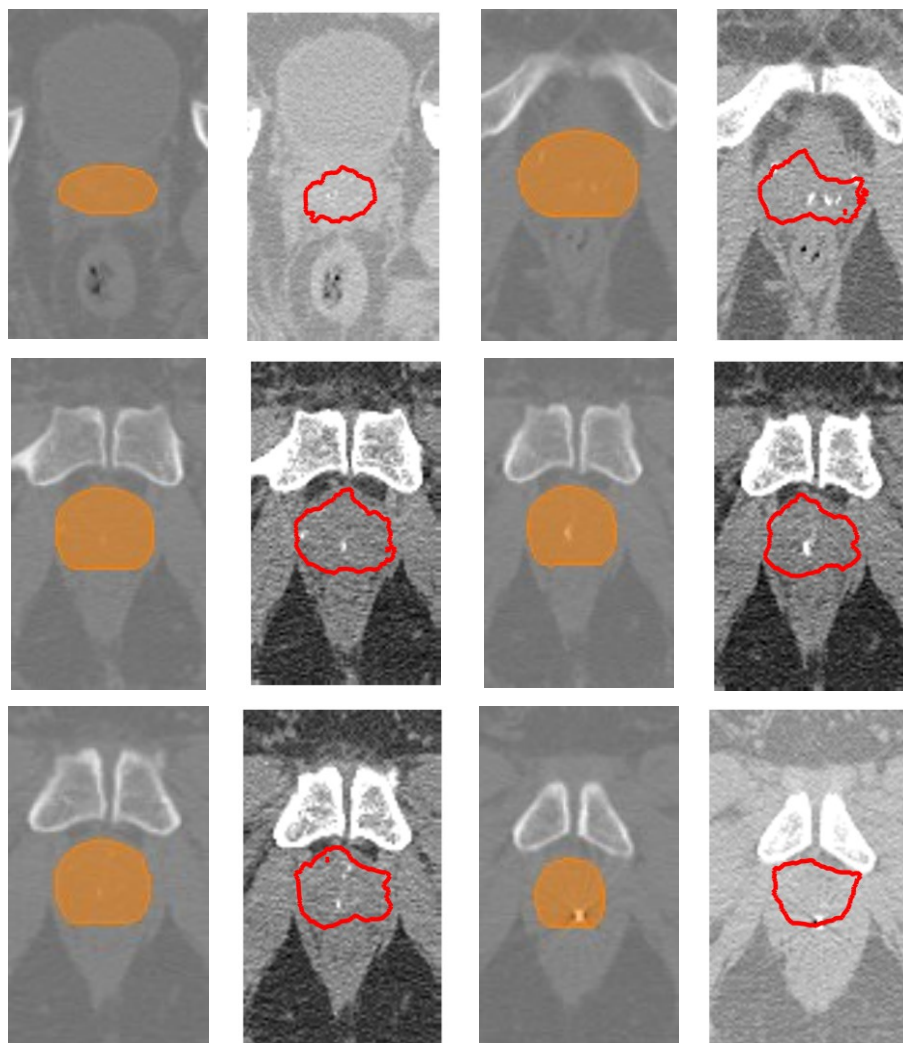
Obrázek 32: Automatická segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků III (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (oranžově)

Výsledky segmentace karcinomu prostaty datové sady III (pacient 3) jsou zobrazeny na obrázku 32. Segmentace této sady snímků dle vizuálního hodnocení je velmi podobná manuální. V některých řezech kontura zasahuje do stěny močového měchýře nebo lehce přesahuje hranice mezi prostatou a konečníkem. V prostředních zobrazených řezech naopak kontura nevysegmentovala tak velkou část jako u manuálně vytvořené segmentace. Po vyhlazení kontury by výsledná segmentace dávala ještě přesnější výsledky a dosahovala tak minimálních rozdílů mezi automaticky a manuálně vytvořenou segmentací.



Obrázek 33: Automatická segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků IV (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (oranžově)

Vybrané řezy segmentace karcinomu prostaty datové sady snímků IV (pacienta 4) jsou zobrazeny na obrázku 33. Segmentace této datové sady byla v některých řezech ovlivněna vyskytujícími se kalcifikacemi v objemu prostaty. Tyto kalcifikace byly softwarem vyhodnoceny jako oblasti s vysokou jasovou změnou a proto nebyly zahrnuty do výsledného objemu. U manuální segmentace je tento objem vyznačen spolu s kalcifikací a proto ve statistickém vyhodnocení, může tento rozdíl způsobovat drobné odchylky. Karcinom prostaty je ve zbylých řezech vysegmentován podobně jako manuálně.

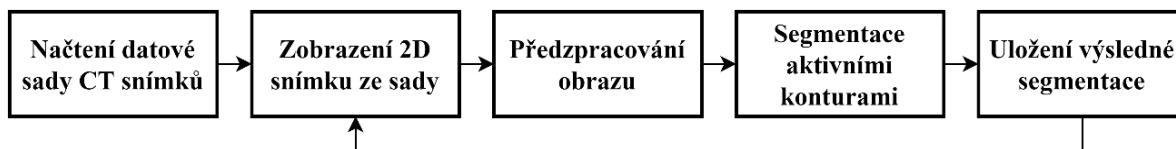


Obrázek 34: Automatická segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků V (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (oranžově)

Segmentace karcinomu prostaty datové sady V (pacienta 5) je zobrazena na obrázku 34. V některých řezech kontura nevysegmentovala celý objem prostaty v porovnání s manuální segmentací. Vlivem vyskytujících se drobných kalcifikací byla kontura deformována a výsledná segmentace byla tímto v některých řezech nepříznivě ovlivněna. V dalších řezech bylo podstatně méně segmentačních chyb a výsledky se přibližně shodovaly s ruční segmentací.

8.4 Návrh segmentace močového měchýře

K vytvoření SW pro automatickou segmentaci močového měchýře byly využívány pouze obrazová data CT, které se běžně v praxi používají k vymezení cílových objemů a kritických orgánů, kterým je v tomto případě močový měchýř. Blokové schéma představené na obrázku 35 představuje postup načtení, předzpracování a segmentace močového měchýře v jednotlivých řezech.



Obrázek 35: Diagram postupu segmentace močového měchýře

Po načtení prvního řezu CT je obraz předzpracován dle kapitoly 7.2. Následně je do obrazu, stejně jako u segmentace karcinomu prostaty aplikován pohyblivý kurzor, který po kliknutí uživatelem vymezí oblast, kde se nachází močový měchýř. Je důležité, aby těžiště bylo lokalizováno doprostřed objemu močového měchýře, jelikož tato lokalizace zůstává pro všechny řezy stejná a má zaručit, aby v dalších řezech nebyl inicializační bod zaměřen na jinou oblast.

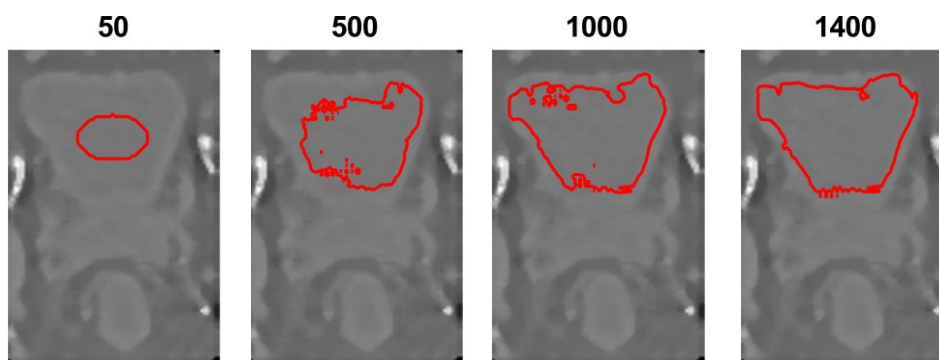
Parametry aktivní kontury, která se řídí Gaussovou distribucí, byly po vhodném testování optimalizovány. Vlastnosti parametrů, které byly nastaveny pro segmentaci dané oblasti, jsou zobrazeny v kapitole 8.2.3. Princip postupu segmentační metody močového měchýře je stejný jako u segmentace karcinomu prostaty (Obrázek 26). Hodnoty nastavených parametrů jsou zobrazeny v tabulce 8.2.

Tabulka 8.2: Hodnoty nastavených parametrů aktivní kontury pro segmentaci močového měchýře

| Parametry kontury | Hodnota |
|-----------------------------------------------------|----------|
| Počet iterací | 1400 |
| Časový krok posunu křivky | 0,05 s |
| Parametr Kernelovy funkce | 8 |
| Konstanta přiřkládající váhu oblasti vně kontury | 1,005 |
| Konstanta přiřkládající váhu oblasti uvnitř kontury | 1,033 |
| Šířka Dirakova impulsu | 0,01 |
| Parametr přitahující křivku ke hranám | 40 |
| Tvar kontury | kružnice |

Součástí celého procesu je vhodné zpracování DICOM obrazu a následné předzpracování. Použité metody jsou představeny v kapitole 7. Po inicializaci kontury v prvním načteném CT řezu je tato pozice uložena do všech zbývajících řezů celého datasetu. V každém řezu je po předvoleném počtu iteračních kroků vytvořena segmentace celého objemu močového měchýře, která je po dokončení uložena do složky a segmentovaný objem do 3D matice. Po dokončení segmentace všech načtených řezů proces končí a výstupem jsou CT obrazy s vytvořenou konturou.

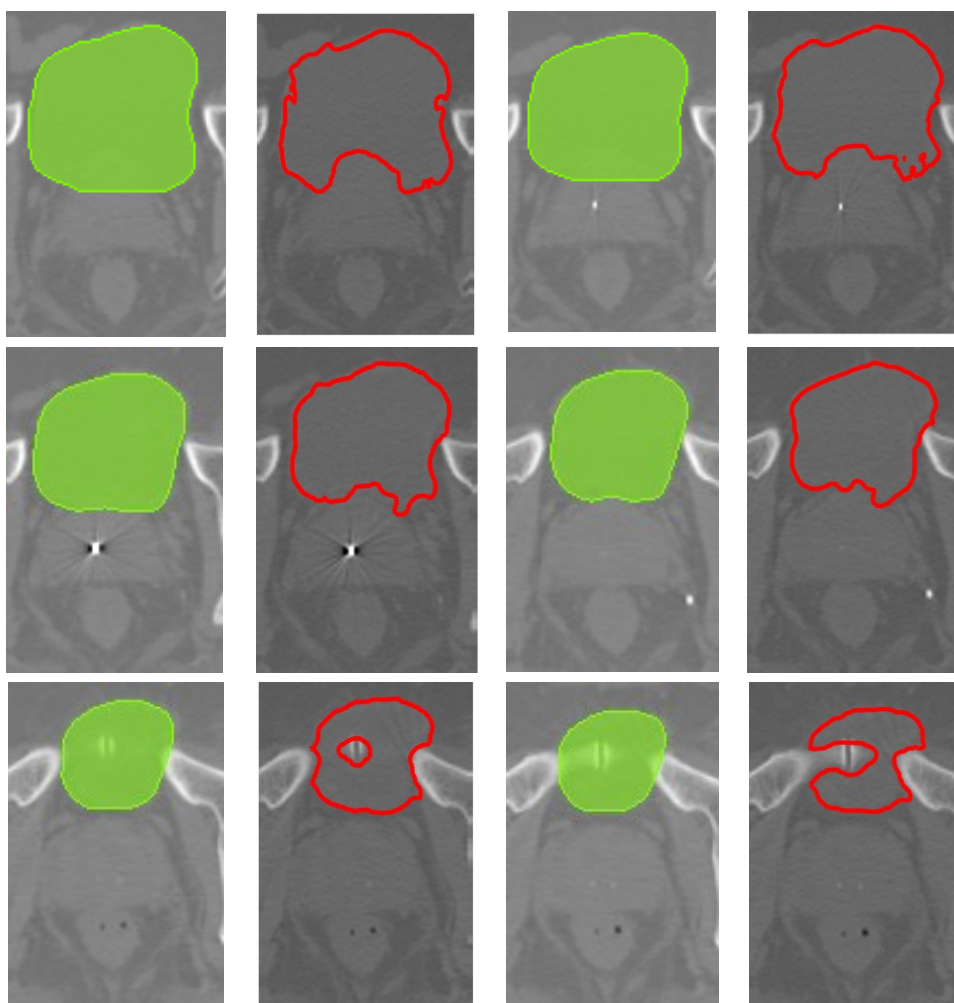
Na obrázku 36 je zobrazen vývoj kontury v jednotlivých iteracích s nastavenými parametry uvedenými v tabulce 8.2, které jsou používány pro všechny testované sady snímků.



Obrázek 36: Vývoj kontury během segmentace močového měchýře

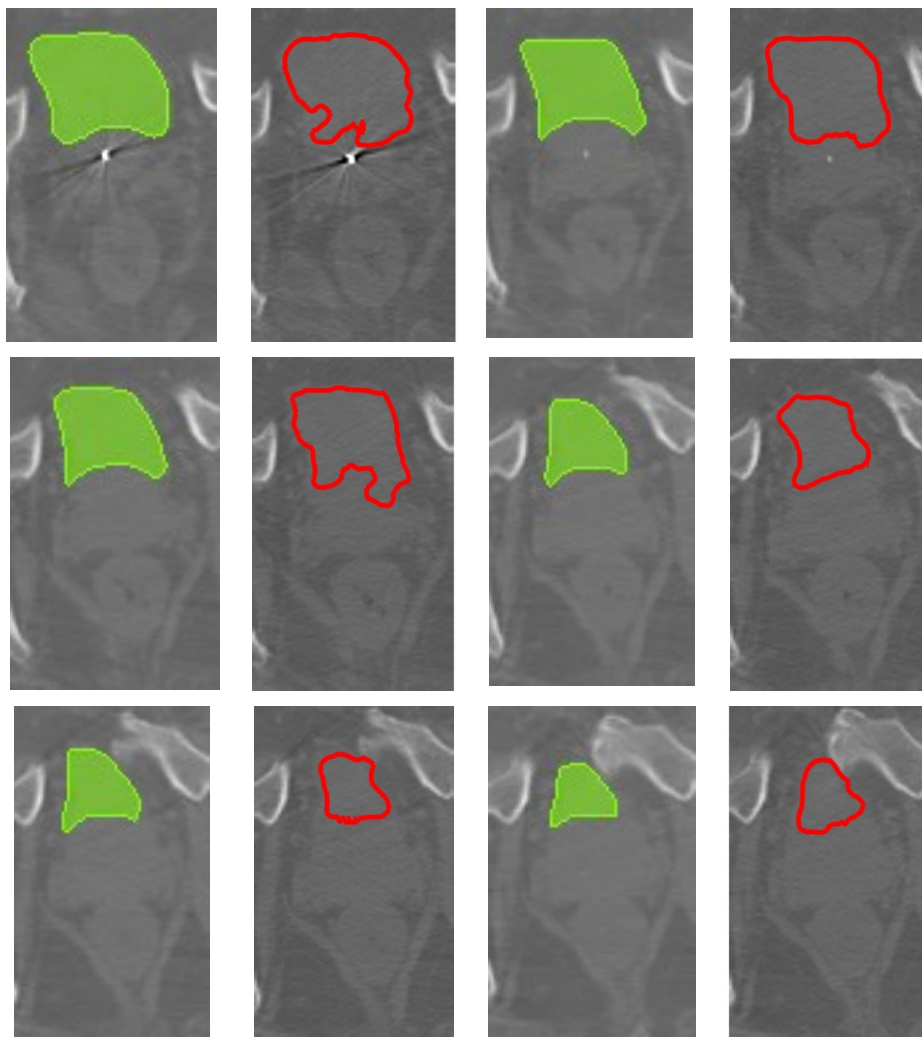
8.4.1 Aplikace algoritmu na reálná klinická data

Algoritmus pro segmentaci močového měchýře byl testován na totožných pěti sadách snímků jak u segmentace karcinomu prostaty. Počet snímků, na kterých se močový měchýř nacházel spolu s prostatou, byl pro každou datovou sadu jiný. U prvních dvou sad byl močový měchýř segmentován v 15 řezech, u třetí a čtvrté ve 13 řezech a v poslední páté v 11 řezech. Pro názornost a zobrazení problematiky detekce v některých řezech je vybráno 6 snímků reprezentujících každou datovou sadu.



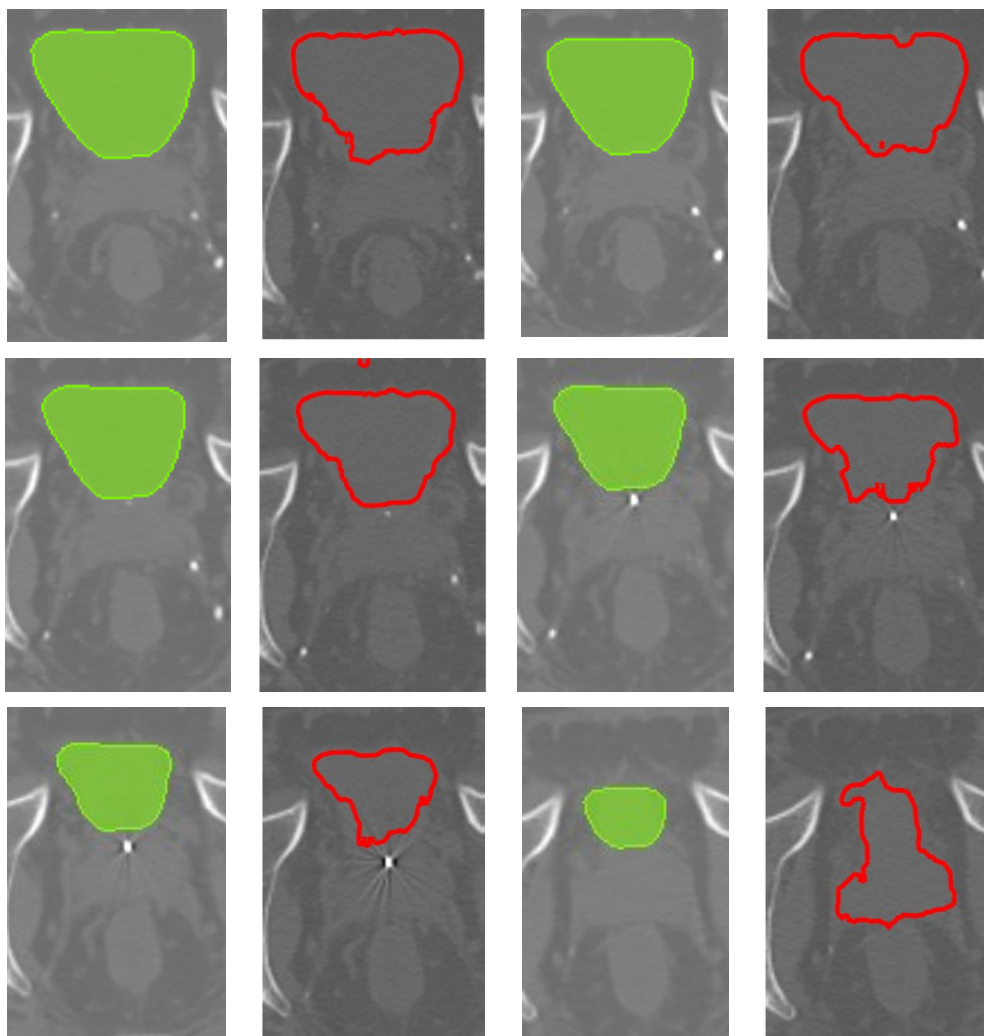
Obrázek 37: Automatická segmentace močového měchýře z datové sady snímků I (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (zeleně)

Na obrázku 37 vidíme výsledné obrazy segmentace močového měchýře z první datové sady (Pacient 1). Výsledné segmentace v prvních řezech jsou ve srovnání s manuální segmentací téměř totožné. Problém nastává v posledních řezech, kdy v oblasti močového měchýře se objevují kostěné struktury, které způsobují artefakty. Lékař během konturování močového měchýře ví, že tento objem se vyskytuje i v pozadí tohoto artefaktu, SW ale vyhodnotil na základě odstínů šedi, že tyto pixely do oblasti zájmu nepatří a vytvořil tak kolem kostí obrys. V dalších částech statistického vyhodnocení účinnosti této segmentace, může tato chybná detekce způsobit odchylku, která negativně ovlivní výsledky.



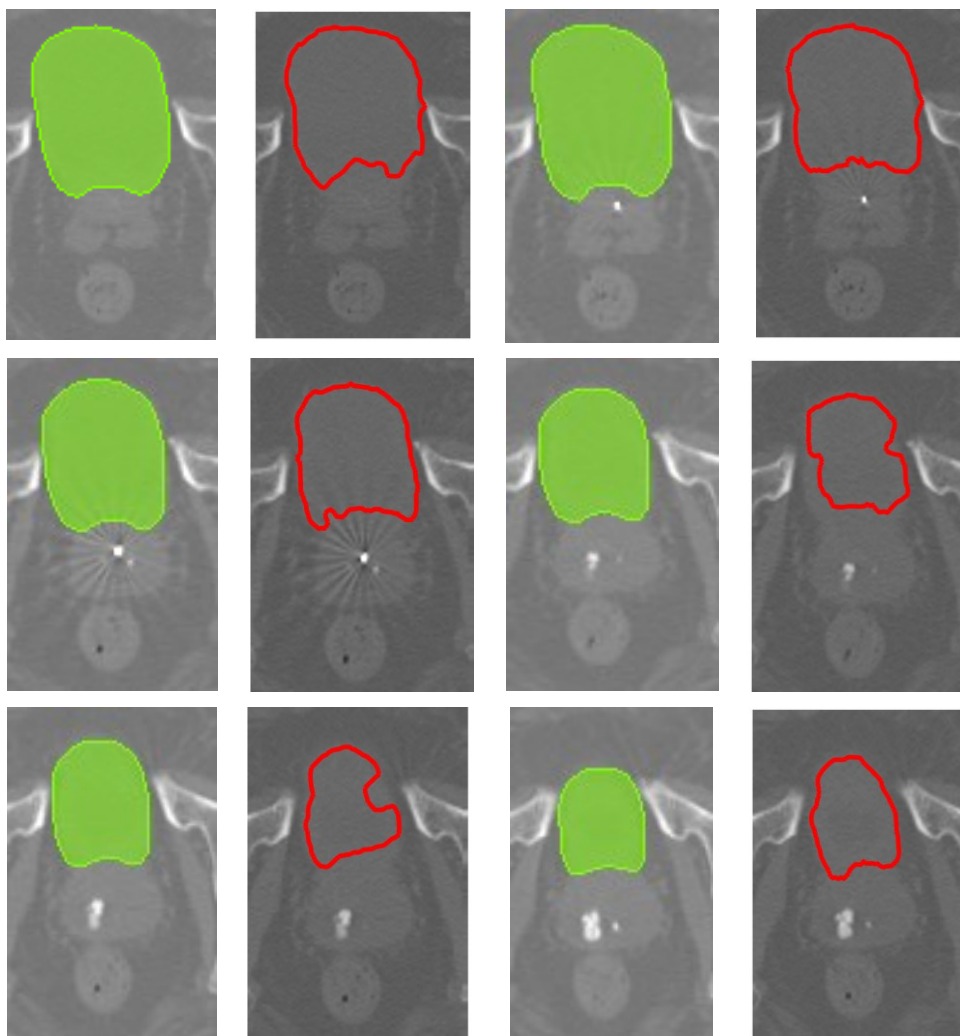
Obrázek 38: Automatická segmentace močového měchýře z datové sady snímků II (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (zeleně)

Výsledky segmentace močového měchýře datové sady snímků II jsou zobrazeny na obrázku 38. Výsledky automatické segmentace v porovnání s ruční segmentací se liší minimálně, většina řezů dopadla až na drobné odchylky velmi dobře.



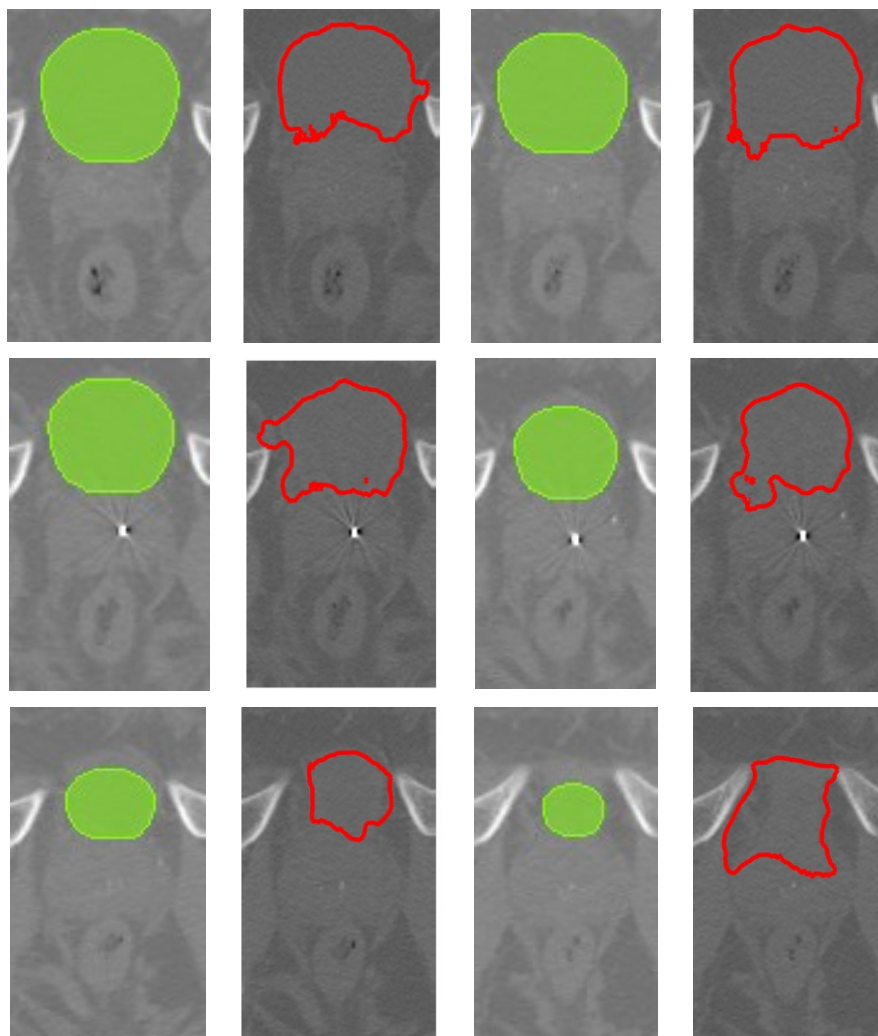
Obrázek 39: Automatická segmentace močového měchýře z datové sady snímků III (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (zeleně)

Obrázek 39 zobrazuje segmentaci močového měchýře datové sady III (Pacient 3). První řezy močového měchýře segmentovány SW jsou téměř stejně jako segmentace vytvořené lékařem. Tvary kontury vytvořené manuálně jsou pravidelnější a hladší, naopak segmentace tvořená automaticky podtrhuje všechny odchylky v pixelech a detailněji obkresluje hranice močového měchýře. Největší chyby v segmentaci jsou v oblasti, kde objem močového měchýře je nejmenší, a hranice s prostatou nejsou viditelné. Tato chyba segmentace je zobrazena na posledním snímku obrázku 39, kde kontura vyznačila nejen močový měchýř ale i prostatu v celém objemu.



Obrázek 40: Automatická segmentace močového měchýře z datové sady snímků IV (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (oranžově)

Segmentace močového měchýře z datové sady snímků IV (Pacient 4) jsou zobrazeny na obrázku 40. Výsledky jsou velice podobné ručně segmentovaným objemům močového měchýře. Pro ověření této úspěšnosti budou v dalších kapitolách vypočítány přesné statistické údaje podobnosti. Větší odchylky nastaly při zmenšování močového měchýře, který v dalších řezech utlačuje prostatu a téměř s ní obrazově splývá.



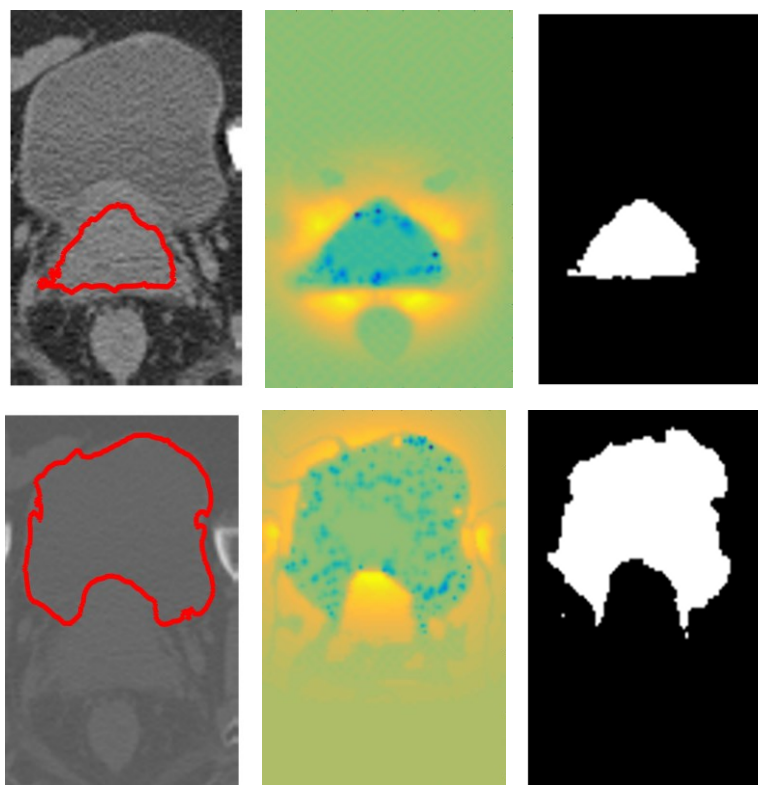
Obrázek 41: Automatická segmentace močového měchýře z datové sady snímků V (červeně) porovnaná s manuální segmentací lékaře (zeleně)

Výsledná segmentace močového měchýře poslední datové sady V je zobrazena na obrázku 41. V porovnání s manuální segmentací došlo v některých řezech k odchylkám způsobeným podobnou densitou tukových vláken v oblasti močového měchýře. Tyto odchylky jsou zanedbatelné, k větším dochází až v posledním řezu, kde spolu s močovým měchýřem byla segmentována i část prostaty. V dalších kapitolách dojde ke statistickému zhodnocení vyskytujících se odchylek v porovnání s referenčním modelem, manuálně vytvořené segmentace.

8.5 Extrakce segmentovaných modelů

Segmentace všech snímků jsou uloženy do 3D matice a očíslovány dle vybrané sady. Jedním z výstupů práce je extrakce segmentovaných modelů s následnou binarizací, která v dalších částech poslouží pro zhodnocení a porovnání automatické a manuální segmentace. Pomocí uzavřené červené křivky lze lehce specifikovat regiony kontury. K tomuto byla využita energetická mapa, která klasifikuje oblast kontury na dvě části dle energie a pojednává tak o energetických hladinách v obraze pomocí barev. Záporná energie identifikuje pixely uvnitř kontury, naopak kladná energie popisuje pixely vně kontury. Pixely, které leží na hranici těchto dvou oblastí, mají energii nulovou.

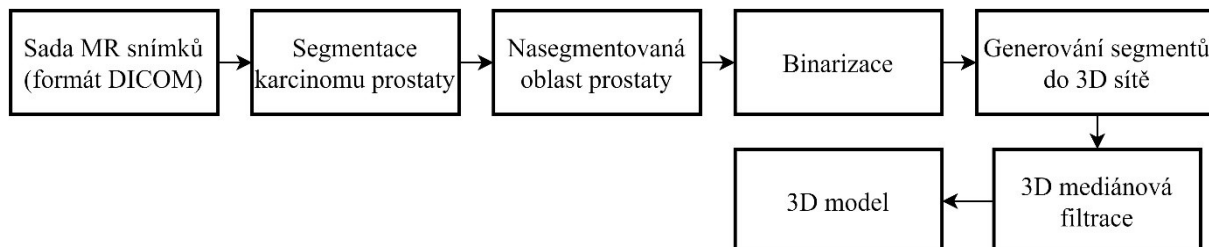
Pro přehlednější zobrazení byl extrahovaný obraz rovněž binarizován. Aplikací binárního matematického modelu byl vytvořen obraz, který obsahuje pouze černou a bílou barvu. Došlo tak k efektivnímu oddělení pozadí od oblasti zájmu a těmito jednotlivým oddílům byla přiřazena nová jasová hodnota. Pixely s hodnotou 1 jsou oblastí zájmu zobrazeny bílou barvou a pixely s hodnotou 0 jsou pozadím zobrazeným černou barvou. Na obrázku 42 jsou zobrazeny extrakce prvního řezu karcinomu prostaty a močového měchýře z datové sady 1.



Obrázek 42: Zleva nativní snímek segmentace prostaty a močového měchýře, energetická mapa a binární model kontury

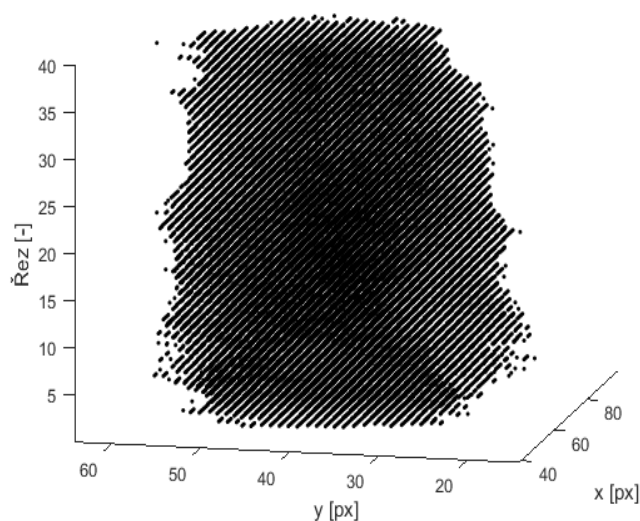
8.6 3D model

V této kapitole bude popsána tvorba 3D modelu karcinomu prostaty. Celý uvedený postup bude navazovat na předchozí kapitoly, které byly věnovány načtení obrazu, segmentaci karcinomu prostaty a binarizaci výsledné segmentace. Proces tvorby 3D modelu je zobrazen na obrázku 43.



Obrázek 43: Popis tvorby 3D modelu karcinomu prostaty

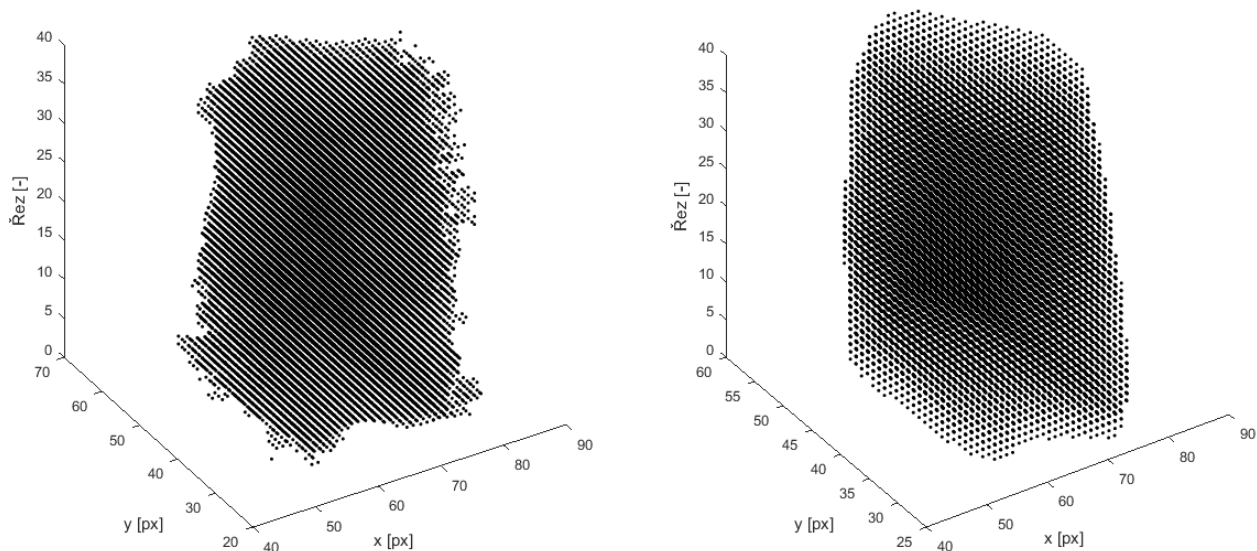
Při segmentaci snímků se automaticky ukládá do souboru binární obraz každého segmentu vytvořeného v jednotlivých řezech a tvoří tak 3D matici. Matice x , y , z udává velikost plochy vytvořených segmentů na jednotlivých řezech prostatou a slouží pro zobrazení a další zpracování modelu. Načtená data měla prostorové rozlišení 512x512 pixelů, avšak po vytvoření oblasti zájmu se rozlišení pohybovalo kolem 120x70 pixelů. Prezentovaný 3D model karcinomu prostaty, zobrazený na obrázku 44, je z datové sady 3, kde bylo celkem 40 řezů prostatou.



Obrázek 44: 3D binární matice karcinomu prostaty datové sady III

8.6.1 3D mediánová filtrace

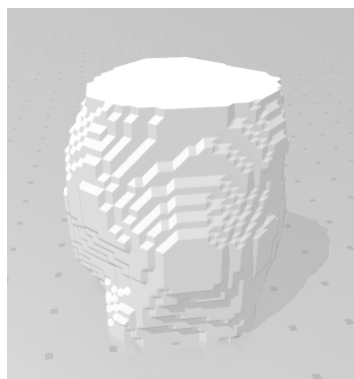
Před samotným generováním 3D modelu byl aplikován na binární matici 3D mediánový filtr s filtračním jádrem 9 x 9 x 9 pixelů, který funguje na principu výpočtu hodnoty mediánu zvoleného voxelu trojrozměrné matice x , y , z . Tímto byly odstraněny odlehle body, které jsou soustředěny daleko od solidních bodů. Povrch 3D segmentace byl tímto vyhlazen a odstraněny byly drobné odchylky segmentace bez toho, aby došlo ke ztrátě struktury. Porovnání 3D binárního obrazu karcinomu prostaty před a po filtraci 3D mediánovým filtrem je zobrazeno na obrázku 45.



Obrázek 45: Porovnání 3D binárního modelu karcinomu prostaty před (vlevo) a po mediánové filtraci (vpravo)

8.6.2 STL

STL (Stereo Litography) je obecný formát souboru pro ukládání 3D modelů. Podpora tohoto formátu je široká a využívá se zejména pro automatickou konstrukci fyzických objektů pomocí polygonální sítě. Tyto soubory popisují povrch geometrie trojrozměrného objektu bez zobrazení barev nebo textur. Nejčastěji je tento formát používán pro přenos dat na zařízení 3D tisku. Formát je možno uložit v ASCII nebo binárním tvaru. Častěji jsou využívány binární soubory, jelikož jsou více kompaktní. Funkce pro ukládání je založena na indexování matic, což je základní vlastností programovacího prostředí Matlab. Díky tomuto jsou data přetříděna a zároveň uložena do potřebného formátu STL (viz Obrázek 46).



Obrázek 46: STL model karcinomu prostaty

Generovaný STL soubor byl zpracován programem Ultimaker Cura a po vytvoření G-kódu, byl nahrán do 3D tiskárny. Výsledný model 3D tisku karcinomu prostaty je zobrazen na obrázku 47.

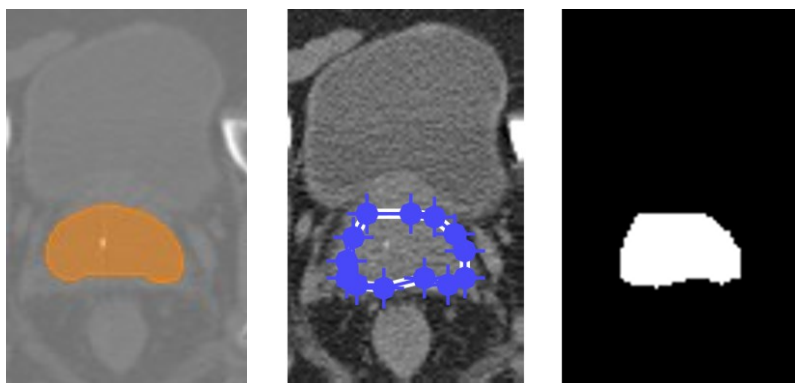


Obrázek 47: Model karcinomu prostaty

8.7 Porovnání výsledků s manuální segmentací

Přesnost automaticky vytvořené segmentace v jednotlivých řezech byla porovnána s manuální segmentací. K posouzení přesnosti segmentace bylo náhodně vybráno 20 snímků karcinomu prostaty a 10 močového měchýře. Následně byl vytvořen referenční model tzv. zlatý standard pomocí manuálního výběru oblasti zájmu dle vytvořené segmentace lékařem. Tento referenční model byl binarizován a porovnán s extrahovanými oblastmi automatické segmentace. Podobnost těchto dvou binárních výstupů byla porovnána pomocí objektivních statistických metod. Principy použitých statistických metod jsou popsány níže s příloženými výsledky pro jednotlivé oblasti.

Postup tvorby manuální segmentace dle vytvořené segmentace lékařem je zobrazen na obrázku 48.



Obrázek 48: Zleva segmentace vytvořena lékařem, tvorba manuální segmentace, binarizovaný objem



Obrázek 49: Porovnání binárního obrazu po manuální segmentaci (vlevo) a po automatické (vpravo)

8.7.1 DICE koeficient podobnosti (DSC)

DICE koeficient podobnosti je jeden z nejčastěji používaných kvantifikačních komparací mezi ručně a automaticky segmentovanými oblastmi. Přesnost tohoto testu udává poměr mezi množstvím pixelů obsažených ve dvou porovnávaných obrazech a udává jeho procentuální zastoupení podobnosti.

Tímto výsledkem určíme, kolik pixelů bylo relevantních k celkovému počtu. Koeficient komparuje binární obrazy, které byly binarizovány v kapitole 0. Parametr DSC lze vypočítat následujícím způsobem:

$$DSC = \frac{2|X \cap Y|}{|X| + |Y|}, \quad (8.19)$$

kde X představuje manuální segmentaci a Y automatickou segmentaci.

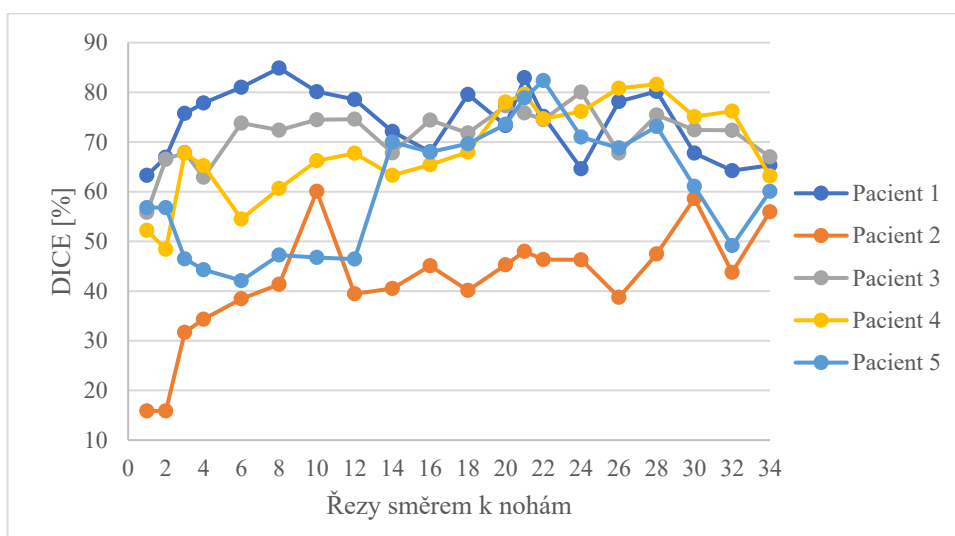
Stejně jako u korelačního koeficientu hodnota 1 představuje identickou podobnost manuální a automatické segmentace. Hodnota 0 nastává v případě, že oba binarizované obrazy se nikde nepřekrývají. DICE koeficient je vynásoben hodnotou 100, tak aby výsledky mohly být prezentovány procentuálně.

Výsledné hodnoty DICE koeficientu pro jednotlivé datové sady jsou zobrazeny v tabulce 8.3 a tabulce 8.4. Uvedené jsou zde hodnoty pro 20 řezů karcinomu prostaty a 10 řezů močového měchýře z celkového počtu. Na obrázku 50 je grafický znázorněna závislost hodnoty DICE koeficientu na řezu, ve kterém byla podobnost vypočítána.

Tabulka 8.3: Hodnoty DICE koeficientu vybraných řezů karcinomu prostaty ze sady snímků 1-5

| Hodnoty DICE koeficientu (%) - segmentace karcinomu prostaty | | | | | |
|--------------------------------------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Řez | Pacient 1 | Pacient 2 | Pacient 3 | Pacient 4 | Pacient 5 |
| 1 | 63,29 | 15,88 | 55,84 | 52,20 | 56,79 |
| 2 | 66,95 | 15,88 | 66,53 | 48,41 | 56,79 |
| 3 | 75,75 | 31,70 | 67,87 | 67,73 | 46,49 |
| 4 | 77,85 | 34,35 | 62,92 | 65,22 | 44,29 |
| 6 | 81,02 | 38,45 | 73,80 | 54,51 | 42,11 |
| 8 | 84,87 | 41,35 | 72,39 | 60,64 | 47,24 |
| 10 | 80,12 | 60,07 | 74,48 | 66,22 | 46,77 |
| 12 | 78,57 | 39,47 | 74,60 | 67,73 | 46,44 |
| 14 | 72,12 | 40,51 | 67,82 | 63,31 | 69,99 |
| 16 | 68,03 | 45,08 | 74,41 | 65,42 | 67,98 |
| 18 | 79,57 | 40,12 | 71,82 | 67,98 | 69,65 |
| 20 | 73,33 | 45,28 | 77,27 | 78,04 | 73,57 |
| 21 | 82,94 | 47,99 | 75,86 | 79,62 | 78,88 |
| 22 | 75,16 | 46,35 | 74,50 | 74,67 | 82,37 |
| 24 | 64,63 | 46,30 | 80,04 | 76,15 | 71,00 |
| 26 | 78,15 | 38,74 | 67,78 | 80,83 | 68,8 |
| 28 | 80,18 | 47,47 | 75,44 | 81,61 | 73,12 |
| 30 | 67,77 | 58,64 | 72,43 | 75,09 | 61,06 |
| 32 | 64,24 | 43,77 | 72,35 | 76,20 | 49,14 |
| 34 | 65,32 | 55,96 | 67,00 | 63,16 | 60,06 |
| Průměr | 73,99 | 41,66 | 71,25 | 68,23 | 60,62 |

Dle zobrazených výsledků v tabulce 8.3 můžeme říct, že nejlépe byl vysegmentován karcinom prostaty pacienta č. 1 a č. 3 ve všech řezech. Největší shodu vykazuje řez č. 8 u pacienta č. 1, kde hodnota shody byla téměř v 85 %. Nejhorší dopadla segmentace pacienta č. 2, která byla ovlivněna v prvních řezech tím, že lékař dle stádia onemocnění segmentoval spolu s prostatou i semenné vajíčky, které algoritmus do kontury nezahrnul. V dalších řezech jsou hodnoty DICE koeficientu lepší, ale zdržují se spíš pod 50 %. Tento neúspěch segmentace přikládám artefaktům v obraze, způsobenými kloubní náhradou, která ovlivňuje kontrast prostaty po stranách. U pacienta č. 4 byla segmentace v pořádku až na odchylky způsobené kalcifikací v oblasti prostaty, které kontura do objemu nezahrnula. Kalcifikace nebo jiné artefakty obsažené v segmentovaném objemu způsobovaly největší chyby. Lékař během konturace vidí, že kalcifikace jsou součástí prostaty, algoritmus však tyto artefakty vymezi a zaznačený jsou pouze oblasti, kde se vyskytuje intenzita šedí stejná jako segmentovaného objemu.



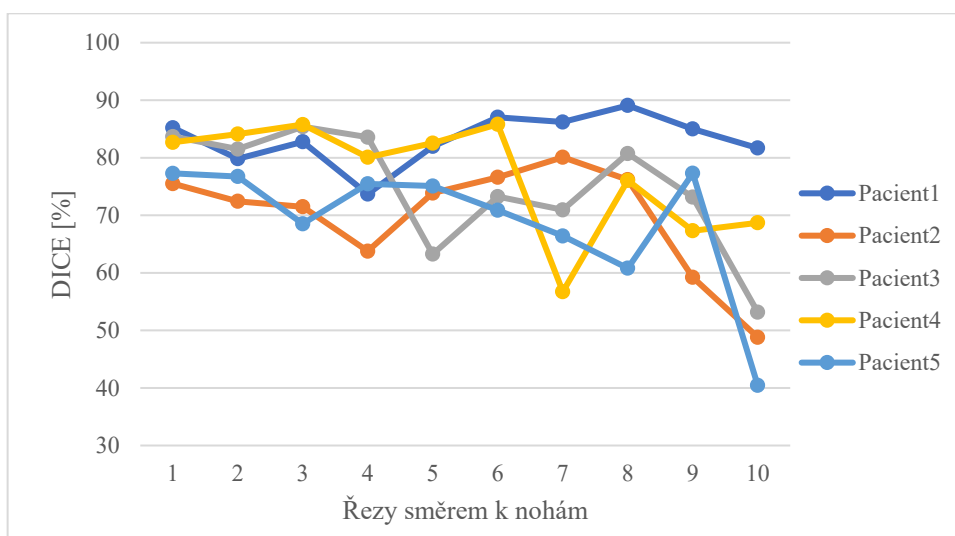
Obrázek 50: Hodnota DICE koeficientu v závislosti na segmentovaném řezu prostaty

Interval podobnosti pixelů se ve většině případů pohyboval mezi 60-95 % (viz Obrázek 50). Jak už bylo výše zmíněno, interval podobnosti z hlediska množství pixelů není ideální a byl ovlivněn nejčastěji artefakty v obraze, které do objemu prostaty nebyly zahrnuty a tvořili tak nežádoucí obrysy.

Tabulka 8.4: Hodnoty DICE koeficientu vybraných řezů močového měchýře ze sady snímků 1-5

| Hodnoty DICE koeficientu (%) - segmentace močového měchýře | | | | | |
|------------------------------------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Řez | Pacient 1 | Pacient 2 | Pacient 3 | Pacient 4 | Pacient 5 |
| 1 | 85,22 | 75,51 | 83,68 | 82,68 | 77,29 |
| 2 | 79,83 | 72,44 | 81,51 | 84,11 | 76,75 |
| 3 | 82,78 | 71,49 | 85,4 | 85,77 | 68,52 |
| 4 | 73,69 | 63,77 | 83,57 | 80,08 | 75,47 |
| 5 | 81,97 | 73,87 | 63,25 | 82,54 | 75,09 |
| 6 | 87,04 | 76,61 | 73,25 | 85,82 | 70,89 |
| 7 | 86,21 | 80,09 | 70,94 | 56,73 | 66,41 |
| 8 | 89,09 | 76,19 | 80,74 | 76,07 | 60,81 |
| 9 | 85,01 | 59,22 | 73,15 | 67,32 | 77,31 |
| 10 | 81,7 | 48,81 | 53,17 | 68,71 | 40,45 |
| Průměr | 83,3 | 69,8 | 74,9 | 76,9 | 68,9 |

Tabulka 8.4 zobrazuje výsledky hodnot DICE koeficientu v jednotlivých řezech močového měchýře. Největší průměrná hodnota DICE koeficientu je u pacienta č. 1 a proto můžeme říct, že segmentace močového měchýře první datové sady dopadla nejlépe. Všechny segmentované řezy byly průměrně v 83,3 % relevantních vzhledem k manuální segmentaci. Nejhorší dopadla segmentace močového měchýře u pacienta 2, kde průměrná hodnota DICE koeficientu byla 69,8 %. Největší chyby segmentace, které způsobují pokles procentuální podobnosti, jsou v řezech ve kterých má močový měchýř nejmenší rozměry a jeho odstín šedi splývá s prostatou.



Obrázek 51: Hodnota DICE koeficientu v závislosti na segmentovaném řezu močového měchýře

Na obrázku 51 je zobrazená závislost DICE koeficientu na segmentovaném řezu močového měchýře. Z této závislosti jasně vidíme, že v první polovině řezů se procentuální hodnota shody pohybovala mezi 60-90 %. V druhé polovině řezů, nejčastěji v posledním testovaném, se tato hodnota pohybovala mezi 40-60 %. Nejlepší výsledky, až na jednu odchylku v řezu 4, vykazuje pacient 1, u kterého se hodnoty shody pohybovaly v rozmezí 80-90 %, což je velmi dobrý výsledek.

8.7.2 Korelační koeficient (CORR)

Korelace znamená ve statistice vzájemný lineární vztah mezi znaky nebo veličinami x, y . Určuje podobnost mezi dvěma obrazy a vyhodnocuje jejich vzájemnou linearitu. Míru korelace pak vyjadřuje korelační koeficient, který nabývá hodnot od -1 až 1, kde 1 vyjadřuje plnou závislost dvou porovnávaných obrazů. Validní hodnotu korelačního koeficientu lze zjistit za předpokladu, že jeden obraz je referenční vzhledem k druhému. Pro výpočet korelace se používá následující vzorec:

$$\rho_{X,Y} = \frac{cov(X,Y)}{\sigma_X \sigma_Y} = \frac{E((X - \mu_X)(Y - \mu_Y))}{\sigma_X \sigma_Y}, \quad (8.20)$$

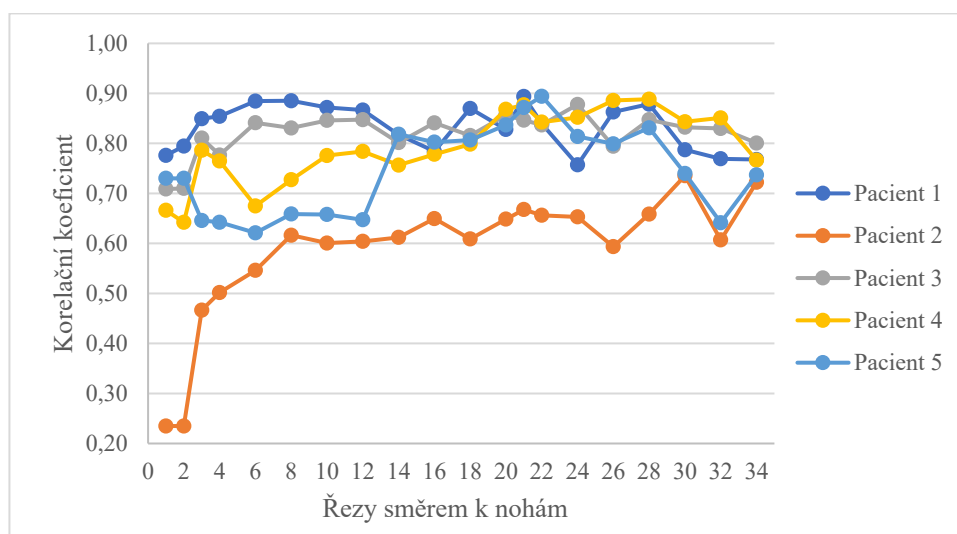
kde X, Y jsou hodnoty proměnných, μ_X, μ_Y aritmetické průměry a σ_X, σ_Y jsou směrodatné odchylky proměnných X, Y .

V tabulce 8.5 a tabulce 8.6 jsou uvedeny výsledky korelačního koeficientu segmentace karcinomu prostaty a močového měchýře pro jednotlivé datové sady. Stejně jako u DICE koeficientu byla do tabulky vynesena jenom část řezů jednotlivých orgánů z celkového počtu provedených segmentací.

Tabulka 8.5: Hodnoty Korelačního koeficientu vybraných řezů karcinomu prostaty ze sady snímků 1-5

| Hodnoty Korelačního koeficientu – segmentace karcinomu prostaty | | | | | |
|-----------------------------------------------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Řez | Pacient 1 | Pacient 2 | Pacient 3 | Pacient 4 | Pacient 5 |
| 1 | 0,78 | 0,23 | 0,71 | 0,67 | 0,73 |
| 2 | 0,79 | 0,23 | 0,71 | 0,64 | 0,73 |
| 3 | 0,85 | 0,47 | 0,81 | 0,79 | 0,65 |
| 4 | 0,85 | 0,50 | 0,78 | 0,76 | 0,64 |
| 6 | 0,88 | 0,55 | 0,84 | 0,67 | 0,62 |
| 8 | 0,89 | 0,62 | 0,83 | 0,73 | 0,66 |
| 10 | 0,87 | 0,60 | 0,85 | 0,78 | 0,66 |
| 12 | 0,87 | 0,60 | 0,85 | 0,78 | 0,65 |
| 14 | 0,82 | 0,61 | 0,80 | 0,76 | 0,82 |
| 16 | 0,78 | 0,65 | 0,84 | 0,78 | 0,80 |
| 18 | 0,87 | 0,61 | 0,82 | 0,80 | 0,81 |
| 20 | 0,83 | 0,65 | 0,86 | 0,87 | 0,84 |
| 21 | 0,89 | 0,67 | 0,85 | 0,88 | 0,87 |
| 22 | 0,84 | 0,66 | 0,84 | 0,84 | 0,89 |
| 24 | 0,76 | 0,65 | 0,88 | 0,85 | 0,81 |
| 26 | 0,86 | 0,59 | 0,79 | 0,89 | 0,80 |
| 28 | 0,88 | 0,66 | 0,85 | 0,89 | 0,83 |
| 30 | 0,79 | 0,74 | 0,83 | 0,84 | 0,74 |
| 32 | 0,77 | 0,61 | 0,83 | 0,85 | 0,64 |
| 34 | 0,77 | 0,72 | 0,80 | 0,77 | 0,74 |
| Průměr | 0,83 | 0,58 | 0,82 | 0,79 | 0,75 |

Na základě průměrných hodnot korelačního koeficientu lze pozorovat, že nejlépe byl vysegmentován karcinom prostaty, ve všech představených řezech, u pacienta č. 1 a č. 3. Segmentace karcinomu prostaty u pacienta č. 4 a č. 5 byla přibližně o 4-8 % horší. Za téměř neúspěšnou můžeme považovat segmentaci karcinomu prostaty u pacienta č. 2, kde průměrná hodnota korelačního koeficientu byla 0,58.



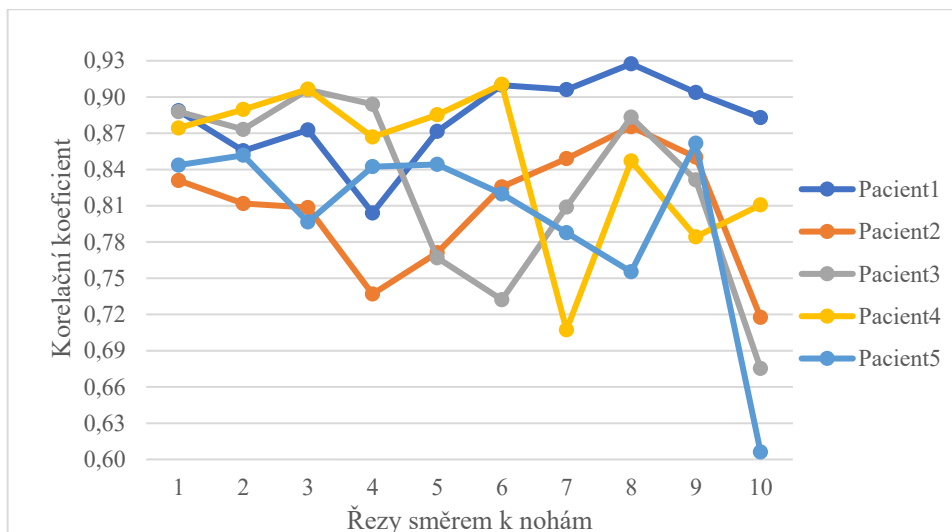
Obrázek 52: Hodnota korelačního koeficientu v závislosti na segmentovaném řezu prostaty

Z vynesené závislosti korelačního koeficientu na jednotlivých řezech vidíme, že se hodnoty ve většině případu pohybovaly mezi hodnotou 0,6 – 0,9 (Obrázek 52). Stejně jak u předchozí vynesené závislosti vidíme, že křivka má mírně stoupající charakter. Lepších segmentačních výsledku je docíleno u řezů, u kterých prostata nabývá větších rozměrů a je méně utlačována močovým měchýřem. Od druhé poloviny řezů jsou lepší statistické výsledky i z důvodu, že není v řezech zahrnuto rektum a močový měchýř, do kterých měla jinak kontura tendenci expandovat.

Tabulka 8.6: Hodnoty Korelačního koeficientu vybraných řezů močového měchýře ze sady snímků 1-5

| Hodnoty Korelačního koeficientu – segmentace močového měchýře | | | | | |
|---------------------------------------------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Řez | Pacient 1 | Pacient 2 | Pacient 3 | Pacient 4 | Pacient 5 |
| 1 | 0,89 | 0,83 | 0,89 | 0,87 | 0,84 |
| 2 | 0,86 | 0,81 | 0,87 | 0,89 | 0,85 |
| 3 | 0,87 | 0,81 | 0,91 | 0,91 | 0,80 |
| 4 | 0,80 | 0,74 | 0,89 | 0,87 | 0,84 |
| 5 | 0,87 | 0,77 | 0,77 | 0,89 | 0,84 |
| 6 | 0,91 | 0,83 | 0,73 | 0,91 | 0,82 |
| 7 | 0,91 | 0,85 | 0,81 | 0,71 | 0,79 |
| 8 | 0,93 | 0,88 | 0,88 | 0,85 | 0,76 |
| 9 | 0,90 | 0,85 | 0,83 | 0,78 | 0,86 |
| 10 | 0,88 | 0,72 | 0,68 | 0,81 | 0,61 |
| Průměr | 0,88 | 0,81 | 0,83 | 0,85 | 0,80 |

Výsledné průměrné hodnoty korelačního koeficientu u jednotlivých pacientů se pohybují v rozmezí 0,81 – 0,88, tudíž můžeme říct, že podobnost automatické segmentace s manuální je srovnatelná. Hodnoty ve většině řezů konvergují k přímé závislosti mezi obrazy až na některé odchylky. Nejlepší výsledky segmentace močového měchýře, dle vypočtené korelace, jsou u pacienta 1, kde nejvyšší hodnota byla 0,93 a nejnižší 0,8.



Obrázek 53: Hodnota korelačního koeficientu v závislosti na segmentovaném řezu močového měchýře

Hodnoty korelačního koeficientu se ve většině vyskytují v intervalu $<0,7; 0,93>$ (Obrázek 53). Větší odchylky jsou zaznamenány stejně jak v předešlé statistické metodě v posledních řezech.

8.7.3 Střední kvadratická chyba (MSE)

Střední kvadratická chyba je další ze statistických metod, která hodnotí přesnost výsledné segmentace. Výsledná veličina vyjadřuje přesnost segmentace pomocí střední hodnoty druhých mocnin rozdílů mezi automatickou a manuální segmentací, která je považovaná za zlatý standard. Platí, že čím menší je hodnota MSE, tím je segmentace přesnější a naopak. Vzorec pro výpočet můžeme interpretovat jako:

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (X_{i,j} - Y_{i,j})^2, \quad (8.21)$$

kde $X_{i,j}$ a $Y_{i,j}$ jsou hodnoty pixelů dvou porovnávaných obrazů o rozměrech $M \times N$. X je bráno jako referenční obraz, v tomto případě to je zlatý standard vytvořený manuální segmentací a Y je automaticky segmentovaný obraz, u kterého je kvalita posuzována. $X_{i,j} - Y_{i,j}$ pak udává chybovou detekci pixelů mezi těmito dvěma obrazy. [64]

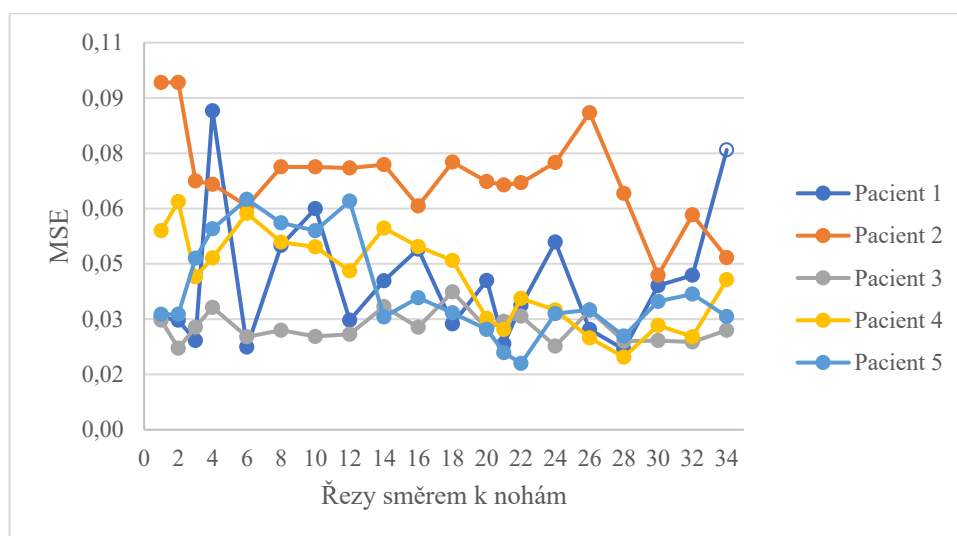
V Tabulce 8.7 a tabulce 8.8 jsou uvedeny výsledky střední kvadratické chyby segmentace karcinomu prostaty a močového měchýře pro jednotlivé datové sady.

Tabulka 8.7: Hodnoty střední kvadratické chyby vybraných řezů karcinomu prostaty ze sady snímků 1-5

| Hodnoty střední kvadratické chyby – segmentace karcinomu prostaty | | | | | |
|-------------------------------------------------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Řez | Pacient 1 | Pacient 2 | Pacient 3 | Pacient 4 | Pacient 5 |
| 1 | 0,03 | 0,09 | 0,03 | 0,05 | 0,03 |
| 2 | 0,03 | 0,09 | 0,02 | 0,06 | 0,03 |
| 3 | 0,02 | 0,07 | 0,03 | 0,04 | 0,05 |
| 4 | 0,09 | 0,07 | 0,03 | 0,05 | 0,05 |
| 6 | 0,02 | 0,06 | 0,03 | 0,06 | 0,06 |
| 8 | 0,05 | 0,07 | 0,03 | 0,05 | 0,06 |
| 10 | 0,06 | 0,07 | 0,03 | 0,05 | 0,05 |
| 12 | 0,03 | 0,07 | 0,03 | 0,04 | 0,06 |
| 14 | 0,04 | 0,07 | 0,03 | 0,05 | 0,03 |
| 16 | 0,05 | 0,06 | 0,03 | 0,05 | 0,04 |
| 18 | 0,03 | 0,07 | 0,04 | 0,05 | 0,03 |
| 20 | 0,04 | 0,07 | 0,03 | 0,03 | 0,03 |
| 21 | 0,02 | 0,07 | 0,03 | 0,03 | 0,02 |
| 22 | 0,03 | 0,07 | 0,03 | 0,04 | 0,02 |
| 24 | 0,05 | 0,07 | 0,02 | 0,03 | 0,03 |
| 26 | 0,03 | 0,09 | 0,03 | 0,02 | 0,03 |
| 28 | 0,02 | 0,06 | 0,02 | 0,02 | 0,03 |
| 30 | 0,04 | 0,04 | 0,02 | 0,03 | 0,03 |
| 32 | 0,04 | 0,06 | 0,02 | 0,03 | 0,04 |
| 34 | 0,08 | 0,05 | 0,03 | 0,04 | 0,03 |
| Průměr | 0,04 | 0,07 | 0,03 | 0,04 | 0,04 |

Jak bylo výše zmíněno, čím více konverguje hodnota MSE k nule, tím více je extrahovaný model karcinomu prostaty vytvořený automatickou segmentací podobný manuálně vytvořenému. Hodnoty těchto odchylek, pro každý řez karcinomu prostaty, jsou zobrazeny v tabulce 8.7.

Výsledné hodnoty jednotlivých řezů jsou nízké a velice podobné. Intervaly hodnot MSE u pacienta 1 se pohybují v rozmezí $<0,02; 0,09>$ s průměrnou hodnotou 0,04. U pacienta 2 interval těchto hodnot byl podobný s tím, že u více než poloviny řezů přesahoval hodnotu 0,07 a potvrdil tak výsledky předchozích statistických metod, které ukazovaly, že tato segmentace dopadla nejhůř. U pacienta 3 hodnoty MSE leží v intervalu $<0,02; 0,04>$ s průměrnou hodnotou 0,03 a mohou být zhodnoceny jako poměrně nevychýlené z hlediska vypočtených chyb. U posledních dvou testovaných pacientů se hodnoty pohybují v rozsahu $<0,02; 0,06>$ se stejnou průměrnou hodnotou 0,04.



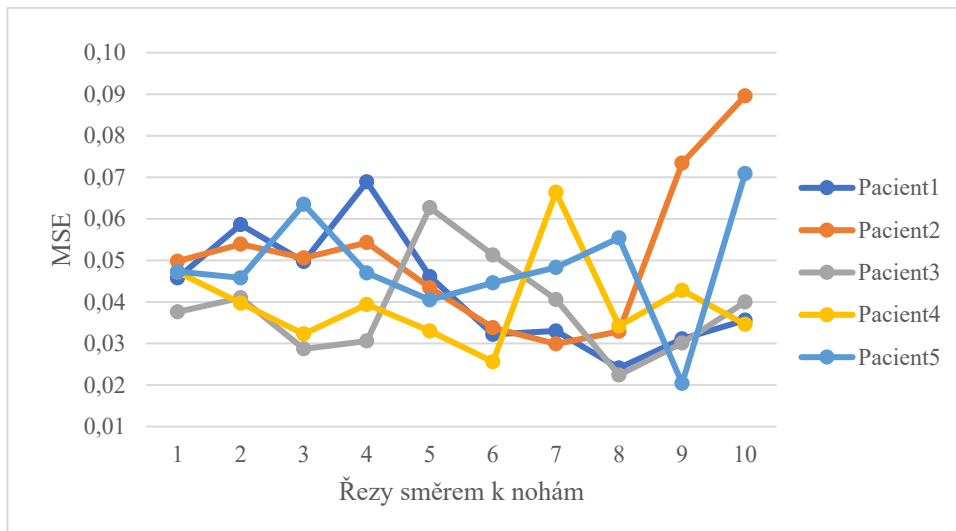
Obrázek 54: Hodnota střední kvadratické chyby v závislosti na segmentovaném řezu prostaty

Závislost MSE na řezu z tabulky 8.7 je zobrazena na obrázku 54. Interval všech vypočítaných hodnot se pohybuje v rozmezí 0,02 – 0,1. Většina vypočítaných hodnot leží v intervalu 0,02 až 0,06 s vyskytujícími se občasnými výchylkami, které jsou v grafu zobrazeny prostřednictvím viditelných peaků. Nejvíce viditelné jsou výkyvy hodnot u pacienta č. 1 v řezu 4 a 34, kde hodnoty MSE se odchýlily od ostatních v průměru o hodnotu 0,04.

Tabulka 8.8: Hodnoty střední kvadratické chyby vybraných řezů močového měchýře ze sady snímků 1-5

| Hodnoty střední kvadratické chyby – segmentace močového měchýře | | | | | |
|-----------------------------------------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Řez | Pacient 1 | Pacient 2 | Pacient 3 | Pacient 4 | Pacient 5 |
| 1 | 0,05 | 0,05 | 0,04 | 0,05 | 0,05 |
| 2 | 0,06 | 0,05 | 0,04 | 0,04 | 0,05 |
| 3 | 0,05 | 0,05 | 0,03 | 0,03 | 0,06 |
| 4 | 0,07 | 0,05 | 0,03 | 0,04 | 0,05 |
| 5 | 0,05 | 0,04 | 0,06 | 0,03 | 0,04 |
| 6 | 0,03 | 0,03 | 0,05 | 0,03 | 0,04 |
| 7 | 0,03 | 0,03 | 0,04 | 0,07 | 0,05 |
| 8 | 0,02 | 0,03 | 0,02 | 0,03 | 0,06 |
| 9 | 0,03 | 0,07 | 0,03 | 0,04 | 0,02 |
| 10 | 0,04 | 0,09 | 0,04 | 0,03 | 0,07 |
| Průměr | 0,04 | 0,05 | 0,04 | 0,04 | 0,05 |

Tabulka 8.8 představuje hodnoty střední kvadratické chyby segmentace močového měchýře datové sady I-V. Dle parametru MSE jsou segmentace močového měchýře všech datových sad podobné. Hodnoty střední kvadratické chyby se pohybují v rozmezí 0,02 – 0,09 s průměrnou hodnotou 0,04 a 0,05.



Obrázek 55: Hodnota střední kvadratické chyby v závislosti na segmentovaném řezu močového měchýře

Obrázek 55 znázorňuje grafickou závislost MSE na segmentovaném řezu močového měchýře. Většina hodnot se pohybuje v intervalu 0,02 – 0,07 až na odchylky, které jsou zaznamenány u pacienta 2 a 5 a odchýlily se od průměru o hodnotu 0,02 - 0,05. Dle průběhu můžeme říct, že hodnoty lehce kolísají a nejsou ve všech řezech stabilní.

8.7.4 Výpočet segmentované plochy

V poslední části validace výsledků byla vypočítaná plocha extrahované oblasti automaticky a porovnána s vypočítanou plochou extrahované oblasti manuálně. Výpočet byl proveden pro všechny analyzované řezy karcinomu prostaty a močového měchýře. Následně z těchto průměrů byl vypočítán rozdíl a procentuální rozdíl mezi použitými metodami. Vypočítaný rozdíl představuje další statistický údaj o přesnosti segmentace aktivními konturami v procentech.

Testované snímky v jedné datové sadě, neboli jednoho pacienta mají stejné rozlišení. Rozlišení se mění pouze u každého pacienta, jelikož ROI bylo vytvořeno individuálně dle velikosti segmentovaných orgánů.

Tabulka 8.9: Porovnání segmentovaných ploch karcinomu prostaty ze sady snímků 1 a 2

| Řez | Pacient 1 | | | | Pacient 2 | | | |
|------------------|----------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|-------------|------------|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------------|-------------|------------|
| | Rozlišení snímků 114 x 70 px | | | | Rozlišení snímků 108 x 63 px | | | |
| | Plocha karcinomu prostaty po automatické segmentaci [px] | Plocha karcinomu prostaty po manuální segmentaci [px] | Rozdíl [px] | Rozdíl [%] | Plocha karcinomu prostaty automaticko u segmentaci [px] | Plocha karcinomu prostaty manuální segmentaci [px] | Rozdíl [px] | Rozdíl [%] |
| 1 | 644 | 437 | 207 | 32,1 | 334 | 549 | 215 | 39,2 |
| 2 | 682 | 471 | 211 | 30,9 | 337 | 587 | 250 | 42,6 |
| 3 | 675 | 724 | 49 | 7,3 | 326 | 559 | 233 | 41,7 |
| 4 | 690 | 732 | 42 | 6,1 | 333 | 594 | 261 | 43,9 |
| 6 | 803 | 471 | 332 | 41,3 | 345 | 584 | 239 | 40,9 |
| 8 | 839 | 625 | 214 | 25,5 | 345 | 824 | 479 | 58,1 |
| 10 | 895 | 784 | 111 | 12,4 | 347 | 798 | 451 | 56,5 |
| 12 | 909 | 1066 | 157 | 17,3 | 315 | 798 | 483 | 60,5 |
| 14 | 928 | 1060 | 132 | 14,2 | 333 | 822 | 489 | 59,5 |
| 16 | 959 | 1096 | 137 | 14,3 | 339 | 752 | 413 | 54,9 |
| 18 | 994 | 1019 | 25 | 2,5 | 331 | 825 | 494 | 59,9 |
| 20 | 951 | 1148 | 197 | 20,7 | 379 | 837 | 458 | 54,7 |
| 21 | 976 | 1018 | 42 | 4,3 | 417 | 869 | 452 | 52,0 |
| 22 | 939 | 958 | 19 | 2,0 | 394 | 850 | 456 | 53,6 |
| 24 | 911 | 979 | 68 | 7,5 | 426 | 917 | 491 | 53,5 |
| 26 | 852 | 917 | 65 | 7,6 | 370 | 955 | 585 | 61,3 |
| 28 | 815 | 767 | 48 | 5,9 | 406 | 818 | 412 | 50,4 |
| 30 | 775 | 849 | 74 | 9,5 | 436 | 657 | 221 | 33,6 |
| 32 | 658 | 876 | 218 | 33,1 | 368 | 647 | 279 | 43,1 |
| 34 | 606 | 889 | 283 | 46,7 | 392 | 612 | 220 | 35,9 |
| Průměrné hodnoty | | | 131,5 | 17,1 | Průměrné hodnoty | | | 379,1 49,8 |

Průměrná hodnota odchylky segmentovaných ploch karcinomu prostaty u pacienta č. 1 je rovna 131,5 pixelům, hodnota rozdílů v procentech je 17,1. V tabulce 8.9 vidíme výsledky hodnot jednotlivých řezů, kde nejnižší procentuální rozdíl byl v řezu 22 a to pouhé 2 % a v dalších 9 řezech tento procentuální rozdíl nepřesáhl 10%. Nejvyšší procentuální rozdíl byl ve 34 řezu a to 46,7 %. Celkově tuto segmentaci lze považovat za úspěšnou, jelikož procentuální rozdíl ploch se pohyboval do 47% a to jen v některých řezech, ve kterých mohly nepřesnost způsobovat artefakty, nebo plochu karcinomu prostaty SW vyhodnotil trochu jinak než lékař.

U pacienta č. 2 je průměrná hodnota odchylky daleko vyšší a to až 379,1 pixelů s procentuálním rozdílem 49,8 %. Nejnižší procentuální rozdíl byl u řezu 30 a to 33,6 %, nejvyšší však 61,3 % (řez 23). V tomto případě byl vývoj kontury ovlivněn kovovými artefakty těla a kontura tak nesegmentovala celý objem prostaty (viz *Obrázek 31*).

Tabulka 8.10: Porovnání segmentovaných ploch karcinomu prostaty ze sady snímků 3 a 4

| Řez | Pacient 3 | | | | Pacient 4 | | | |
|------------------|----------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|-------------|------------|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------------|-------------|------------|
| | Rozlišení snímků 120 x 72 px | | | | Rozlišení snímků 112 x 63 px | | | |
| | Plocha karcinomu prostaty po automatické segmentaci [px] | Plocha karcinomu prostaty po manuální segmentaci [px] | Rozdíl [px] | Rozdíl [%] | Plocha karcinomu prostaty automaticko u segmentaci [px] | Plocha karcinomu prostaty manuální segmentaci [px] | Rozdíl [px] | Rozdíl [%] |
| 1 | 516 | 391 | 125 | 32,0 | 698 | 515 | 183 | 35,5 |
| 2 | 647 | 553 | 94 | 17,0 | 777 | 480 | 297 | 61,9 |
| 3 | 743 | 511 | 232 | 45,4 | 807 | 716 | 91 | 12,7 |
| 4 | 767 | 494 | 273 | 55,3 | 823 | 740 | 83 | 11,2 |
| 6 | 799 | 647 | 152 | 23,5 | 749 | 657 | 92 | 14,0 |
| 8 | 804 | 651 | 153 | 23,5 | 762 | 703 | 59 | 8,4 |
| 10 | 830 | 667 | 163 | 24,4 | 761 | 961 | 200 | 20,8 |
| 12 | 860 | 680 | 180 | 26,5 | 763 | 817 | 54 | 6,6 |
| 14 | 868 | 639 | 229 | 35,8 | 727 | 991 | 264 | 26,6 |
| 16 | 880 | 756 | 124 | 16,4 | 697 | 982 | 285 | 29,0 |
| 18 | 947 | 1022 | 75 | 7,3 | 709 | 991 | 282 | 28,5 |
| 20 | 942 | 914 | 28 | 3,1 | 758 | 969 | 211 | 21,8 |
| 21 | 931 | 919 | 12 | 1,3 | 760 | 932 | 172 | 18,5 |
| 22 | 891 | 929 | 38 | 4,1 | 765 | 966 | 201 | 20,8 |
| 24 | 840 | 928 | 88 | 9,5 | 760 | 931 | 171 | 18,4 |
| 26 | 794 | 664 | 130 | 19,6 | 746 | 914 | 168 | 18,4 |
| 28 | 757 | 722 | 35 | 4,8 | 705 | 668 | 37 | 5,5 |
| 30 | 720 | 587 | 133 | 22,7 | 669 | 737 | 68 | 9,2 |
| 32 | 693 | 591 | 102 | 17,3 | 655 | 659 | 4 | 0,6 |
| 34 | 686 | 493 | 193 | 39,1 | 526 | 745 | 219 | 29,4 |
| Průměrné hodnoty | | | 127,9 | 21,4 | Průměrné hodnoty | | | 157,1 19,9 |

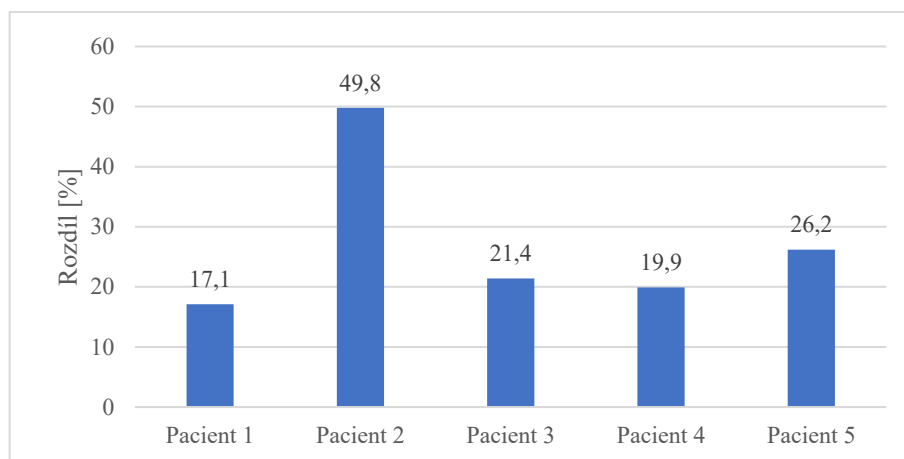
Odchylka segmentovaných ploch pacienta 3 je 127,9 pixelů s procentuálním rozdílem 21,4 %. Nejnižší procentuální rozdíl byl 1,3 % což lze považovat za téměř totožnou segmentaci, co se týče obsahu plochy. Nejvyšší procentuální rozdíl byl 55,3 % v řezu číslo 4. Menší procentuální rozdíly jsou zaznamenány v druhé polovině řezů, které znázorňuje tabulka 8.10.

Výsledky segmentace karcinomu prostaty pacienta 4, dle procentuálního rozdílu ploch, jsou podobné jako u pacienta 1. Průměrný procentuální rozdíl byl 19,9 % s odchylkou segmentované plochy 157,1 pixelů. Nejnižší procentuální rozdíl byl u segmentace řezu 32 a to pouhých 0,6 %. Naopak nejvyšší rozdíl byl 61,9 %.

Tabulka 8.11: Porovnání segmentovaných ploch karcinomu prostaty ze sady snímků 5

| Řez | Pacient 5 | | | |
|------------------|----------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|-------------|------------|
| | Rozlišení snímků 112 x 63 px | | | |
| | Plocha karcinomu prostaty po automatické segmentaci [px] | Plocha karcinomu prostaty po manuální segmentaci [px] | Rozdíl [px] | Rozdíl [%] |
| 1 | 379 | 513 | 134 | 26,1 |
| 2 | 388 | 617 | 229 | 37,1 |
| 3 | 395 | 733 | 338 | 46,1 |
| 4 | 391 | 860 | 469 | 54,5 |
| 6 | 422 | 825 | 403 | 48,8 |
| 8 | 462 | 925 | 463 | 50,1 |
| 10 | 433 | 885 | 452 | 51,1 |
| 12 | 502 | 999 | 497 | 49,7 |
| 14 | 652 | 883 | 231 | 26,2 |
| 16 | 700 | 963 | 263 | 27,3 |
| 18 | 726 | 845 | 119 | 14,1 |
| 20 | 722 | 861 | 139 | 16,1 |
| 21 | 747 | 820 | 73 | 8,9 |
| 22 | 793 | 852 | 59 | 6,9 |
| 24 | 790 | 855 | 65 | 7,6 |
| 26 | 733 | 825 | 92 | 11,2 |
| 28 | 740 | 709 | 31 | 4,4 |
| 30 | 656 | 618 | 38 | 6,1 |
| 32 | 445 | 511 | 66 | 12,9 |
| 34 | 589 | 501 | 88 | 17,6 |
| Průměrné hodnoty | | | 212,5 | 21,4 |

Průměrná odchylka segmentovaných ploch karcinomu prostaty posledního pacienta byla 212,5 pixelů s průměrným procentuálním rozdílem 21,4 %. Tyto výsledky obsahuje tabulka 8.11. Nejmenší procentuální rozdíl byl 4,4 % naopak nejvyšší 54,5 %. I v tomto případě byly zaznamenány menší procentuální rozdíly v druhé polovině řezů.



Obrázek 56: Průměrný procentuální rozdíl segmentace karcinomu prostaty jednotlivých pacientů

Výsledné hodnoty průměrných procentuálních rozdílů mezi automatickou a manuální segmentací pro jednotlivé datové sady pacienta 1-5 jsou shrnuty do histogramu a zobrazeny na obrázku 56. Tento způsob validace měl ověřit, nakolik je segmentace a extrakce tohoto orgánu zvolenou metodou účinná. Z výsledků je jasné, že nejhůř dopadla segmentace karcinomu prostaty u pacienta 2. Nejlepší dosažené výsledky jsou u pacienta 1, kde průměrná procentuální chyba je jen 17,1 %, zbylé průměrné procentuální hodnoty se pohybují kolem 20 %. V úvahu se musí vzít fakt, že segmentovány byly všechny řezy jednou metodou se stejnou inicializací aktivní kontury, proto v některých řezech mohlo dojít k větším odchylkám způsobenými artefakty tkáně, které tuto segmentaci ovlivnily a tím pádem i zhoršili průměrné procentuální výsledky.

Tabulka 8.12: Porovnání segmentovaných ploch močového měchýře ze sady snímků 1 a 2

| Řez | Pacient 1 | | | | Pacient 2 | | | |
|------------------|-----------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------|----------------|---------------|----------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------|----------------|---------------|
| | Rozlišení snímků 117 x 79 px | | | | Rozlišení snímků 111 x 67 px | | | |
| | Plocha močového měchýře po automatické segmentaci [px] | Plocha močového měchýře po manuální segmentaci [px] | Rozdíl [px] | Rozdíl [%] | Plocha močového měchýře automaticko u segmentací [px] | Plocha močového měchýře manuální segmentací [px] | Rozdíl [px] | Rozdíl [%] |
| 1 | 2709 | 2592 | 117 | 4,5 | 1368 | 1284 | 84 | 6,5 |
| 2 | 2643 | 2189 | 454 | 20,7 | 1355 | 1154 | 201 | 17,4 |
| 3 | 2503 | 2370 | 133 | 5,6 | 1032 | 1230 | 198 | 16,1 |
| 4 | 2081 | 2124 | 43 | 2,0 | 723 | 1103 | 380 | 34,5 |
| 5 | 2210 | 2090 | 120 | 5,7 | 1125 | 1024 | 101 | 9,9 |
| 6 | 2169 | 2133 | 36 | 1,7 | 912 | 983 | 71 | 7,2 |
| 7 | 2147 | 1972 | 175 | 8,9 | 1077 | 931 | 146 | 15,7 |
| 8 | 1980 | 1885 | 95 | 5,0 | 983 | 830 | 153 | 18,4 |
| 9 | 1903 | 1638 | 265 | 16,2 | 1253 | 879 | 374 | 42,5 |
| 10 | 1778 | 1489 | 289 | 19,4 | 1169 | 767 | 402 | 52,4 |
| Průměrné hodnoty | | | 172,7 | 9,0 | Průměrné hodnoty | | 211,0 | 22,1 |

Plocha močového měchýře segmentovaného aktivními konturami od močového měchýře segmentovaného manuálně u pacienta č. 1 se průměrně liší o 172,7 pixelů s procentuálním rozdílem 9 %. Nejnižší procentuální rozdíl je 1,7 % u řezu číslo 6, nejvyšší byl u řezu číslo 2 a to 20,7 %. U tohoto pacienta procentuální rozdíl plochy močového měchýře nepřekračuje v žádném řezu 20 % (viz. Tabulka 8.12).

Rozdíly segmentované plochy močového měchýře byly u pacienta č. 2 výraznější a dosahovaly průměrné hodnoty 211,0 pixelů s průměrným procentuálním rozdílem 22,1 %. Nejnižší procentuální rozdíl je 6,5 % naopak nejvyšší 52 %. V porovnání se segmentací karcinomu prostaty tyto rozdíly ploch močového měchýře dopadly daleko lépe. Důvodem je lepší a kontrastnější ohraničení močového měchýře než karcinomu prostaty.

Tabulka 8.13: Porovnání segmentovaných ploch močového měchýře ze sady snímků 3 a 4

| Řez | Pacient 3 | | | | Pacient 4 | | | |
|------------------|-----------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------|----------------|---------------|----------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------|----------------|---------------|
| | Rozlišení snímků 116 x 78 px | | | | Rozlišení snímků 117 x 77 px | | | |
| | Plocha močového měchýře po automatické segmentaci [px] | Plocha močového měchýře po manuální segmentaci [px] | Rozdíl [px] | Rozdíl [%] | Plocha močového měchýře automaticko u segmentaci [px] | Plocha močového měchýře manuální segmentaci [px] | Rozdíl [px] | Rozdíl [%] |
| 1 | 1969 | 1857 | 112 | 6,0 | 2300 | 2183 | 117 | 5,4 |
| 2 | 1877 | 1766 | 111 | 6,3 | 2173 | 1975 | 198 | 10,0 |
| 3 | 1747 | 1555 | 192 | 12,3 | 2031 | 1768 | 263 | 14,9 |
| 4 | 1631 | 1464 | 167 | 11,4 | 1528 | 1681 | 153 | 9,1 |
| 5 | 1543 | 976 | 567 | 58,1 | 1608 | 1497 | 111 | 7,4 |
| 6 | 1269 | 1025 | 244 | 23,8 | 1601 | 1426 | 175 | 12,3 |
| 7 | 1015 | 1144 | 129 | 11,3 | 1305 | 861 | 444 | 51,6 |
| 8 | 891 | 1014 | 123 | 12,1 | 1059 | 1207 | 148 | 12,3 |
| 9 | 944 | 810 | 134 | 16,5 | 905 | 1071 | 166 | 15,5 |
| 10 | 638 | 546 | 92 | 16,8 | 986 | 696 | 290 | 41,7 |
| Průměrné hodnoty | | | 187,1 | 17,5 | Průměrné hodnoty | | 206,5 | 18,0 |

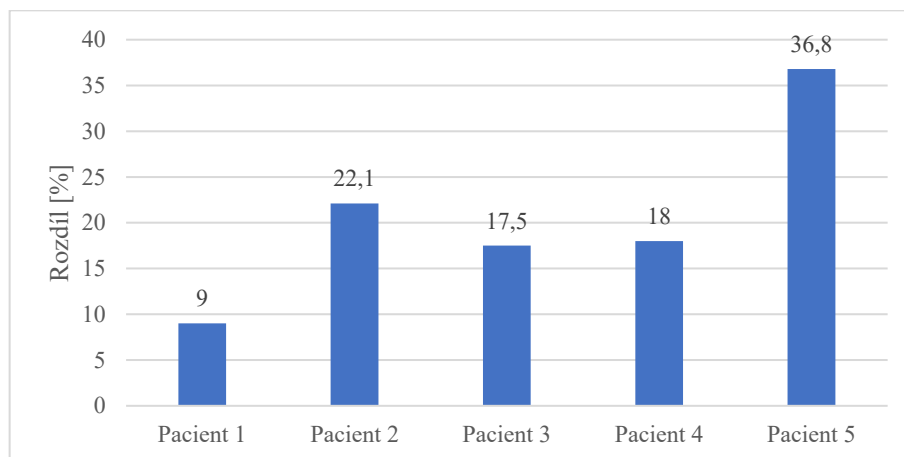
V tabulce 8.13 jsou výsledky průměrných odchylek segmentovaných ploch pacienta 3 a 4. Průměrné procentuální rozdíly v segmentaci těchto dvou pacientů jsou velmi podobné. U pacienta 3 je průměrný procentuální rozdíl 17,5 % s odchylkou segmentovaných ploch 187,1 pixelů. Nejnižší procentuální rozdíl je v prvních dvou řezech a to 6 %, nejvyšší je u středového řezu a to 58,1 %.

Segmentace močového měchýře pacienta 4 je s průměrným procentuálním rozdílem 18,0 % a s odchylkou 206,5 pixelů. Nejnižší procentuální rozdíl 5,4%, je stejně jak u pacienta 3 v prvním řezu. Nejhorší procentuální rozdíl 51,6 % je v řezu 7.

Tabulka 8.14: Porovnání segmentovaných ploch močového měchýře ze sady snímků 5

| Řez | Pacient 5 | | | |
|------------------|--------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|-------------|------------|
| | Rozlišení snímků 124 x 72 px | | | |
| | Plocha močového měchýře po automatické segmentaci [px] | Plocha močového měchýře po manuální segmentaci [px] | Rozdíl [px] | Rozdíl [%] |
| 1 | 1700 | 1594 | 106 | 6,6 |
| 2 | 1756 | 1353 | 403 | 29,8 |
| 3 | 1800 | 1235 | 565 | 45,7 |
| 4 | 1694 | 1310 | 384 | 29,3 |
| 5 | 1437 | 1107 | 330 | 29,8 |
| 6 | 1362 | 974 | 388 | 39,8 |
| 7 | 1257 | 878 | 379 | 43,2 |
| 8 | 1261 | 770 | 491 | 63,8 |
| 9 | 739 | 683 | 56 | 8,2 |
| 10 | 1052 | 441 | 611 | 72,2 |
| Průměrné hodnoty | | | 371,3 | 36,8 |

Výsledky porovnání manuální segmentace močového měchýře s automatickou u pacienta 5 jsou zobrazeny v tabulce 8.14. Z výsledků je jasné, že tato segmentace ze všech testovaných sad dopadla nejhůř a to s průměrnou procentuální odchylkou 36,8 %. Průměrná hodnota odchylky byla 371,3 pixelů. Nejnižší procentuální rozdíl byl zaznamenán u prvního řezu 6,6 % u dalších se tento rozdíl zvyšoval a dosáhl nejvyšší hodnoty v posledním řezu 72,2 %.



Obrázek 57: Průměrný procentuální rozdíl segmentace močového měchýře jednotlivých pacientů

Z vytvořeného histogramu na obrázku 57 lze vyčíst, že nejlepší výsledky, stejně jako u segmentace karcinomu prostaty je dosaženo u pacienta 1 s průměrným procentuálním rozdílem 9 %. Naopak nejhorší výsledky jsou u pacienta 5 s průměrným procentuálním rozdílem 36,8 %.

8.8 Časová náročnost segmentace

Pro porovnání výpočetní náročnosti segmentace bylo zvoleno 10 řezu prostaty ze sady č. 1 a 10 řezů močového měchýře ze sady č. 3. Vybrány byly snímky, kde je dobře detekovatelná prostata i močový měchýř, tak aby mohlo být spolu s časovou náročností také posouzeno ovlivnění segmentace způsobené úpravou velikosti obrazu.

Původní snímky jednotlivých řezů jsou velikosti 512x512. Pomocí funkce `imresize` bylo vytvořeno postupně 10% zmenšení obrazů až do 50% zmenšení původní velikosti. Výpočetní časy jsou změřené v Matlabu pomocí funkce `tic`, která zahajuje měření a `toc`, která ho ukončuje.

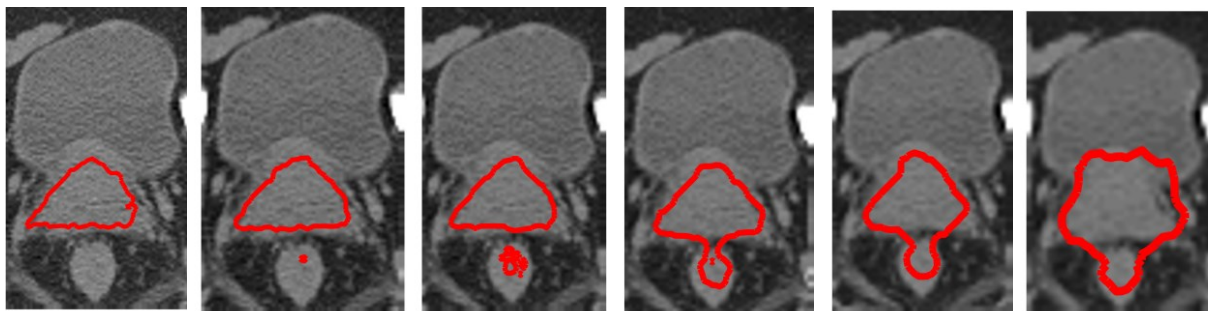
Výpočetní časy jednotlivých řezů s různými rozměry snímků jsou zobrazeny v tabulce 8.15 pro prostatu a tabulce 8.16 pro močový měchýř. Pro přehlednost je na obrázku 60 znázorněn diskrétní graf s vynesenu průměrnou závislost času t (s) deseti testovaných řezů na velikosti obrazu (%).

V tabulce 8.15 jsou zobrazeny výsledné časy segmentace prostaty, díky kterým můžeme říct, že segmentace jednoho řezu trvá přibližně 1 minutu. Tyto výsledky však nejsou zcela přesné, jelikož výpočetní časy se mění spolu s technickými dispozicemi počítače, a proto mohou být různé. Cílem je poukázat hlavně na to, jak s měnící se velikostí klesá časová náročnost, ale zároveň i kvalita výsledné segmentace.

Tabulka 8.15: Porovnání časové náročnosti segmentace prostaty v závislosti na velikosti snímku

| Počet pixelů N | 512x512 | 461x461 | 410x410 | 359x395 | 308x308 | 256x256 |
|----------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| Řez / t [s] | | | | | | |
| 1 | 74,071 | 65,758 | 47,993 | 46,090 | 33,434 | 34,157 |
| 2 | 71,551 | 64,601 | 52,710 | 44,845 | 32,447 | 31,257 |
| 3 | 70,216 | 64,110 | 50,331 | 44,036 | 35,185 | 31,797 |
| 4 | 68,071 | 63,117 | 48,239 | 43,325 | 36,653 | 32,107 |
| 5 | 66,207 | 62,943 | 48,144 | 41,683 | 35,817 | 32,140 |
| 6 | 64,554 | 57,129 | 46,362 | 42,211 | 34,619 | 31,581 |
| 7 | 62,961 | 53,874 | 46,071 | 41,191 | 37,849 | 32,158 |
| 8 | 61,819 | 51,828 | 42,881 | 40,282 | 35,554 | 33,039 |
| 9 | 59,613 | 51,954 | 43,532 | 39,947 | 34,324 | 31,035 |
| 10 | 54,903 | 48,897 | 42,056 | 38,917 | 34,165 | 31,288 |
| Průměr | 65,396 | 58,421 | 46,832 | 42,253 | 35,005 | 32,056 |

Na obrázku 58 je zobrazen řez č. 1 s výslednou segmentací, která je ovlivněna úpravou počtu pixelů původního obrazu.



Obrázek 58: Ovlivnění výsledné segmentace prostaty postupným zmenšením počtů pixelů z 512x512 na 256x256

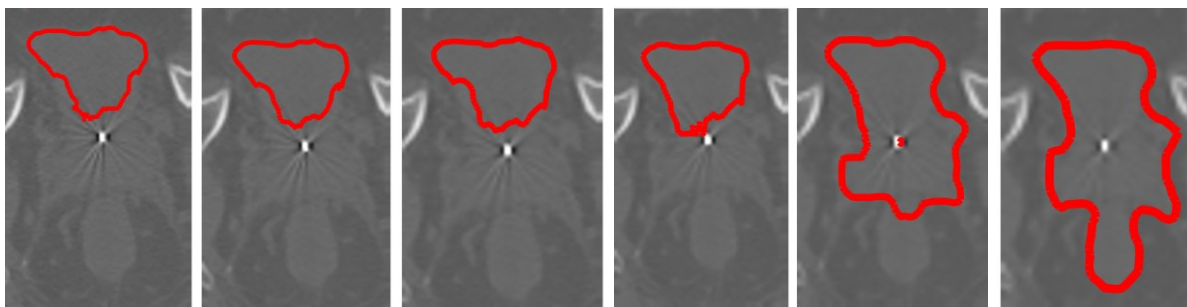
Zmenšením počtu pixelů obrázků ztrácí kvalitu a tím i některé důležité detaily, které nepříznivě ovlivňují průběh kontury, která má následně tendence expandovat i do okolních orgánů podobné denzity, v tomto případě do rekta. Segmentace probíhala u všech zmenšených snímků se stejným nastavením hodnot analyzačního algoritmu, který byl použit pro originální snímek. K výrazné chybě modelace kontury dochází už při zmenšení o 10 %. Zásadním problémem může být velikost inicializační kružnice, která je u originálního snímku vyhovující, ale u zmenšených snímků zahrnuje i orgány, které jsou poblíž oblasti zájmu.

V tabulce 8.16 jsou zobrazeny výsledné časy segmentace močového měchýře. Časová náročnost segmentace je stejně jako u prostaty přibližně 1 minuta.

Tabulka 8.16: Porovnání časové náročnosti segmentace močového měchýře v závislosti na velikosti snímku

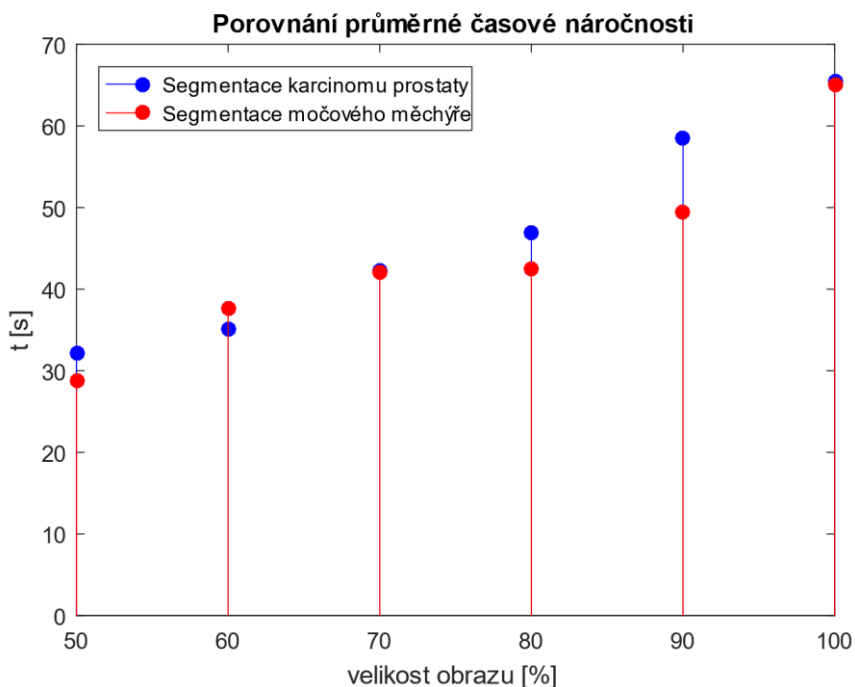
| Počet pixelů N | 512x512 | 461x461 | 410x410 | 359x395 | 308x308 | 256x256 |
|----------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| Řez / t [s] | | | | | | |
| 1 | 70,930 | 54,242 | 41,811 | 39,874 | 34,964 | 26,795 |
| 2 | 78,946 | 50,824 | 43,590 | 42,218 | 34,556 | 28,284 |
| 3 | 72,230 | 49,735 | 42,808 | 44,257 | 39,157 | 28,966 |
| 4 | 74,731 | 48,537 | 43,417 | 42,877 | 39,008 | 28,966 |
| 5 | 67,619 | 47,091 | 43,124 | 42,681 | 39,118 | 27,889 |
| 6 | 59,493 | 48,014 | 42,923 | 41,981 | 39,403 | 27,809 |
| 7 | 58,190 | 49,420 | 41,871 | 42,897 | 35,554 | 29,160 |
| 8 | 56,572 | 47,649 | 41,511 | 39,506 | 34,484 | 32,883 |
| 9 | 55,066 | 51,066 | 40,930 | 43,697 | 35,110 | 29,291 |
| 10 | 56,614 | 48,602 | 41,889 | 40,827 | 45,139 | 28,283 |
| Průměr | 65,039 | 49,518 | 42,387 | 42,081 | 37,649 | 28,833 |

Na obrázku 59 můžeme vidět, jak ovlivnila velikost snímku výslednou segmentaci močového měchýře. Zobrazen je řez č.8 na kterém jsou výrazně viditelné chyby segmentace.



Obrázek 59: Ovlivnění výsledné segmentace prostaty postupným zmenšením počtů pixelů z 512x512 na 256x256

Stejně tak jak u prostaty segmentace probíhala u všech zmenšených snímků se stejným nastavením hodnot analyzačního algoritmu, který byl použit pro originální snímek. K výrazným chybám segmentace docházelo až při zmenšení rozlišení o 40 %, kde spolu s močovým měchýřem byla segmentována i prostata. U zmenšení původního obrazu o 50 % došlo k segmentaci třech orgánů, které mají velmi podobnou densitu.

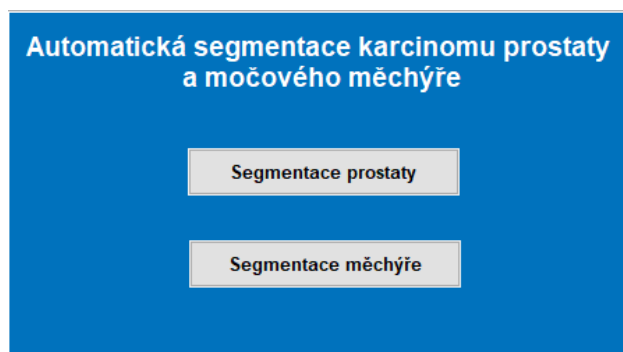


Obrázek 60: Časová závislost segmentace prostaty a močového měchýře na velikosti obrazu

Na základě naměřených hodnot z Tabulka 8.15 a tabulky 8.16 je zobrazen na obrázku 60 diskrétní graf závislosti času t (s) na velikosti obrazu (%). Horizontální osa znázorňuje procentuální zmenšení původní velikosti obrazu. Vertikální osa znázorňuje čas, za který je segmentace provedena. Modré body zobrazují závislosti pro segmentaci karcinomu prostaty, červené body závislosti segmentace močového měchýře. Z grafu je patrné, že časová náročnost segmentace obou orgánů je velmi podobná, avšak časově o něco náročnější je segmentace karcinomu prostaty. Z této závislosti můžeme také říct, že se zvyšujícím se rozměrem obrazu roste i jeho časová náročnost segmentace. Zmenšením velikosti obrazu o 50 %, klesl i výpočetní čas na polovinu, můžeme tedy říct, že tato závislost je téměř lineární.

9 Návrh grafického uživatelského rozhraní pro analýzu a modelování karcinomů prostaty a močového měchýře

Návrh uživatelského rozhraní pro analýzu a modelování karcinomů prostaty a močového měchýře je poslední částí práce a zaměřuje se hlavně na to, aby bylo pro uživatele přehledné a lehce ovladatelné. Po spuštění aplikace se jako první zobrazí okno úvodního uvítacího rozhraní, ve kterém má uživatel na výběr mezi segmentací karcinomu prostaty a močového měchýře, jak je znázorněno na obrázku 61.



Obrázek 61: Úvodní okno GUI – výběr segmentované oblasti

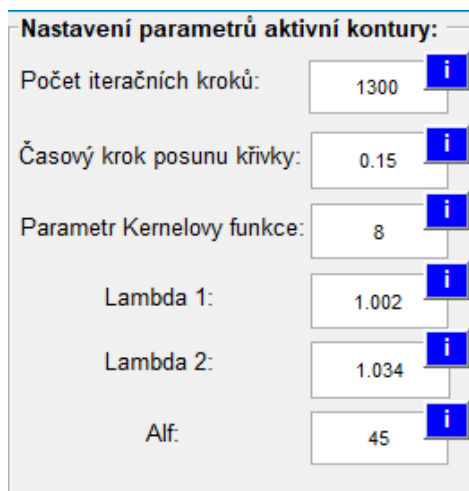
Po výběru jedné ze dvou možností, je uživatel přesunut do druhého graficky-uživatelského rozhraní, ve kterém probíhá samotná segmentace. Níže bude představeno ovládání a uživatelské okno segmentace karcinomu prostaty. Jednotlivé postupy, ovládání a vizualizace je téměř stejná jako u volby segmentace močového měchýře.



Obrázek 62: GUI okno pro segmentaci karcinomu prostaty

Uživatelské okno, které vidíme na obrázku 62, se skládá ze dvou panelů, které se nazývají: *Výběr oblasti zájmu* a *Nastavení parametrů aktivní kontury*. V panelu *Výběr oblasti zájmu* se nachází dva prostory, jeden pro zobrazení celého axiálního řezu a druhý pro zobrazení vytvořené oblasti zájmu.

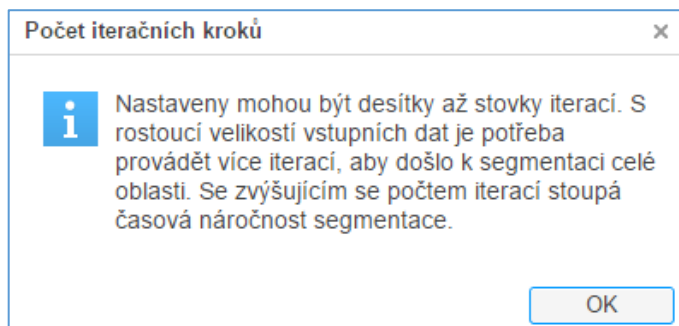
V panelu *Nastavení parametrů aktivní kontury* jsou zobrazeny hodnoty jednotlivých nastavených parametrů, které lze upravovat (viz Obrázek 63).



| Parametr | Hodnota |
|----------------------------|---------|
| Počet iteračních kroků: | 1300 |
| Časový krok posunu křivky: | 0.15 |
| Parametr Kernelovy funkce: | 8 |
| Lambda 1: | 1.002 |
| Lambda 2: | 1.034 |
| Alf: | 45 |

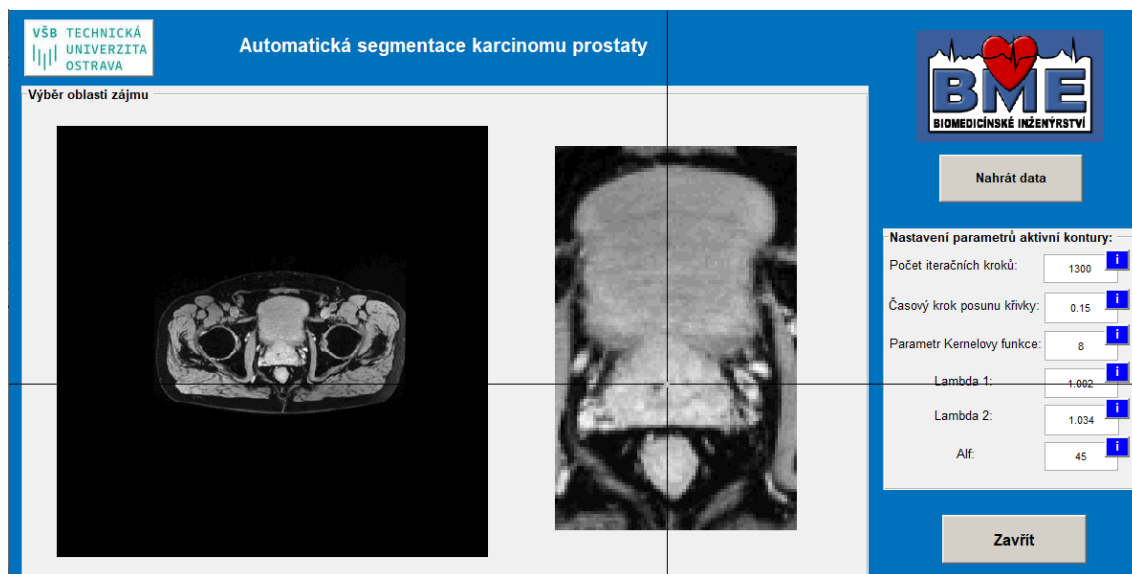
Obrázek 63: *Nastavení parametrů aktivní kontury*

K tomu aby byly nastavené hodnoty optimální konkrétnímu požadavku, je nutné, aby uživatel znal vlastnosti parametrů, které bude měnit. Vytvořené informační tlačítka, které jsou součástí panelu, po stisknutí podávají informaci o daném parametru (viz Obrázek 64). Tyto informace ulehčují uživateli nastavení a experimentální ověření jednotlivých hodnot.



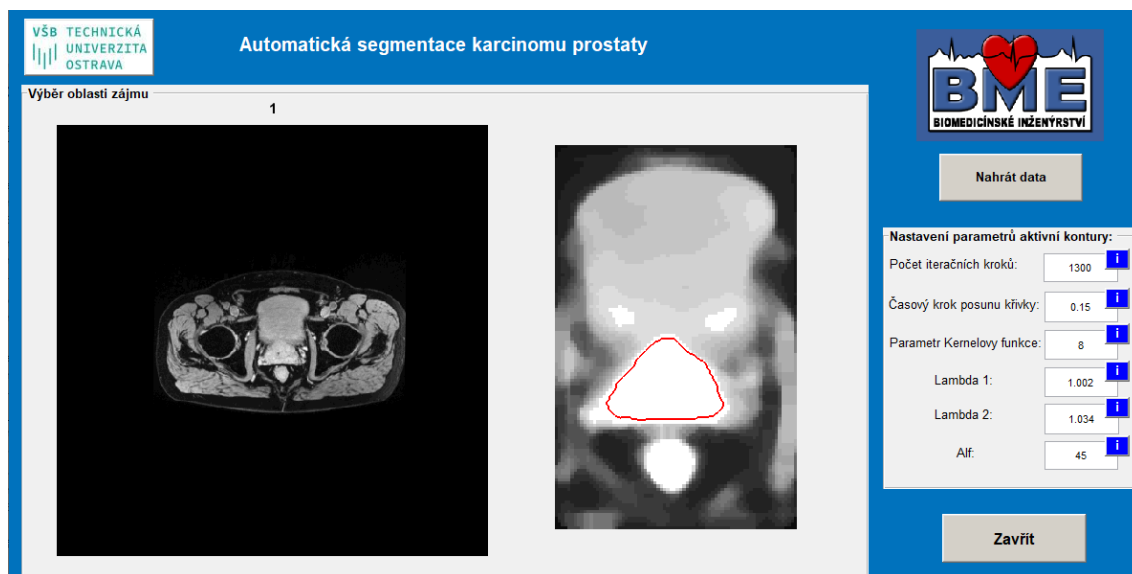
Obrázek 64: *Příklad help dialogu*

Celý segmentační proces proběhne prostřednictvím tlačítka *Load data*, po jehož zmáčknutí se otevře dialogové okno s možností výběru složky s příslušnými daty. U segmentace karcinomu prostaty je nutné, aby uživatel vybral složku z daty CT a MRI. Podporované jsou soubory ve formátu DICOM, které si SW ověří a rozdělí dle modality vyšetření. V dalším kroku je načten první axiální řez ze zvolené složky, do levé části panelu. Po načtení daného řezu uživatel vytvoří manuálně kurzorem oblast zájmu neboli RoI ve kterém se nachází cílový objem, který bude v dalších krocích segmentován. Vytvořená oblast zájmu je následně zobrazená v pravé polovině panelu (viz Obrázek 65).



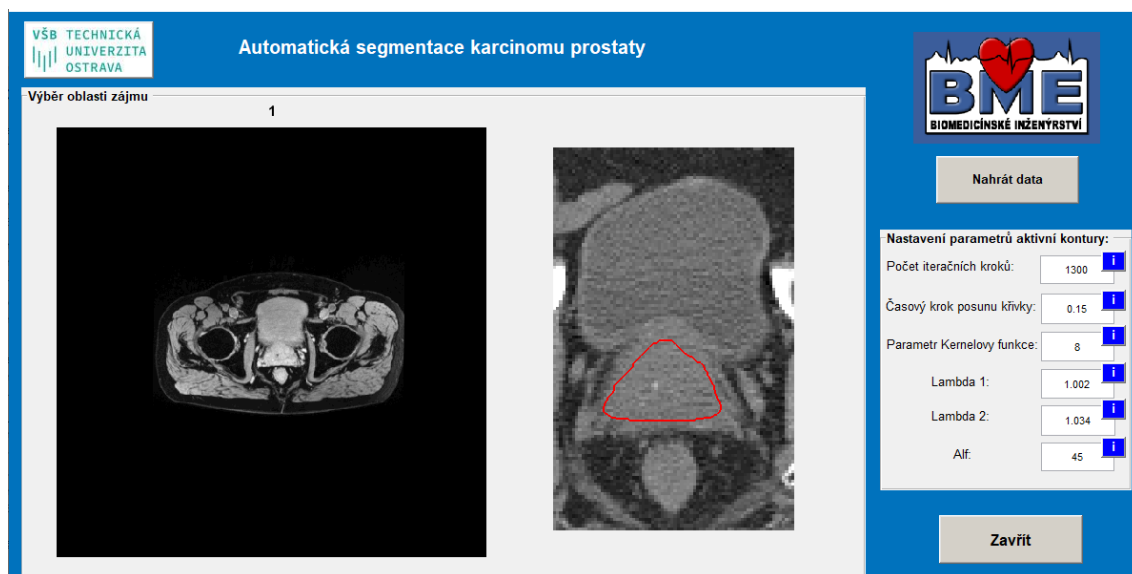
Obrázek 65: Vymezení oblasti zájmu a inicializace kontury ve všech řezech

Ke spuštění celého procesu segmentace je potřeba vybrat inicializační oblast kontury v požadovaném objemu, která bude stejná i pro zbylé řezy. Po načtení vytvořeného snímku RoI naběhne do obrazu pohyblivý kurzor a manuálním kliknutím do středu oblasti zájmu proběhne inicializace. Kliknutím je obraz předzpracován a začíná segmentační proces a další operace vytvořeného algoritmu v jednotlivých iteračních krocích (viz Obrázek 66). Po dokončení všech iteračních kroků, je daný objem segmentován.



Obrázek 66: Průběh segmentace karcinomu prostaty na snímcích MRI

U segmentace karcinomu prostaty je po vytvoření segmentace na MRI snímcích výsledná kontura vložena do snímku z CT vyšetření a uložena do příslušné složky (viz Obrázek 67). Celý cyklus probíhá a postupně vybírá další řezy (2D snímek) z celého objemu (3D snímek).



Obrázek 67: Výsledná segmentace vložená do CT snímku a uložena do příslušné složky

Pro ukončení segmentace slouží tlačítko *Exit*, které ukončí segmentaci a zavře celou aplikaci.

Závěr

Práce se zabývá návrhem algoritmu pro segmentaci karcinomu prostaty a močového měchýře. Segmentace těchto orgánů se provádí u každého pacienta s potvrzeným karcinomem prostaty v rámci tvorby optimálního ozařovacího plánu. Primárně jsou v oblasti radioterapie používány CT snímky, které poskytují informace o hustotě tkáně a využívají se pro výpočet rozložení dávky v těle pacienta. Jako primární je v běžné klinické praxi lékařem zakreslena oblast, která bude ozařována, v tomto případě prostata a následně jsou zaznačeny i okolní struktury, které je potřeba před zářením chránit (močový měchýř). Navržený algoritmus by tímto mohl zastoupit lékaře a ušetřit tak čas potřebný ke konturování orgánů ve všech řezech.

Segmentace těchto orgánů byla náročná z důvodu nízkého kontrastu mezi segmentovanými orgány s nejasnými hranicemi a s vyskytujícími se artefakty, způsobenými zlatými zrny v oblasti prostaty. Z důvodu variability náplně močového měchýře byla segmentace aplikována na snímky CT. K segmentaci karcinomu prostaty jsou využívány MR snímky, které mají prokazatelně lepší kontrast měkkých orgánů v pánevní oblasti. Obdržené snímky MR jsou úhlově srovnány dle CT vyšetření stejné oblasti, a proto mohly být výsledné kontury přeneseny na CT snímky, ve kterých probíhají další výpočty a tvorba ozařovacího plánu.

Teoretická část práce popisuje základní funkčnost, uložení a anatomii orgánů, které jsou v práci obrazově zpracovány a softwarem segmentovány. Detailněji je představena problematika karcinomu prostaty a s tím spojená následná léčba zářením. Práce rovněž zahrnuje popis jednotlivých zobrazovacích metod karcinomu prostaty a močového měchýře, které slouží v počáteční fázi k diagnostice a v dalších fázích jsou využívány k plánování případné léčby.

Praktická část práce vychází z rešerší a nastudovaných publikací. Jako výchozí byla zvolena segmentační metoda založená na deformovatelném modelu geometrických expanzivních aktivních kontur, které fungují na principu statistického rozložení pixelů v obraze. Vlastnosti použité metody a funkčnost celého procesu byla představena v kapitole 8.2. Dílčí částí celé práce bylo vhodné předzpracování obrazu karcinomu prostaty v MR snímcích a močového měchýře ve snímcích CT. Pro účely předzpracování byla vybrána oblast zájmu (ROI) a dále bylo na obraz aplikováno ostření a mediánová filtrace, která zvýraznila hranice a vyhladila strukturu segmentovaného objemu. Hlavním problémem bylo nalezení správných hodnot parametrů aktivní kontury pro dané orgány. Tím, že je algoritmus aplikován se stejnými parametry na celý soubor 2D řezů karcinomu prostaty a močového měchýře bylo obtížné program optimalizovat pro všechny řezy.

Testování navrženého algoritmu probíhalo na reálných klinických datasetech pěti pacientů s karcinomem prostaty. Průměrně byl karcinom prostaty segmentován ve 38 řezech každého pacienta. Segmentace močového měchýře byla aplikována pouze na řezy, ve kterých se nacházel karcinom prostaty, jelikož tuto oblast považují za nejproblematictější, co se týče správného vymezení hranic. Průměrně byl močový měchýř segmentován ve 13 řezech u každého pacienta. Pro porovnání výsledků byly vytvořeny manuální segmentace karcinomu prostaty a močového měchýře dle předloh lékaře, které byly následně extrahovány. Softwarem vytvořené segmentace byly rovněž extrahovány a porovnány s manuální segmentací pomocí střední kvadratické chyby, korelace a koeficientu DICE.

Výsledné hodnoty DICE koeficientu navržené metody segmentace celé datové sady snímků karcinomu prostaty se pohybovaly v rozmezí 41,66 – 73,99 %, naopak u některých 2D snímků hodnoty

dosahovaly až 84,87 %, pak průměrné výsledky korelačního koeficientu se pohybovaly v rozmezí 0,58 – 0,83 a střední kvadratické chyby v rozmezí 0,03-0,07. Hodnoty DICE koeficientu segmentace močového měchýře se průměrně pohybovaly v rozmezí 68,9 – 83,3 %, hodnoty korelačního koeficientu v rozmezí 0,80-0,88 a průměrné hodnoty střední kvadratické chyby v rozmezí 0,04-0,05. K výslednému hodnocení přispěly i výpočty a porovnání segmentovaných ploch z kapitoly 8.7.4. Z celkových výsledků, které jsou představeny a zhodnoceny v kapitole 8.7 je patrné, že segmenty některých řezů, vytvořených softwarem, dosahují velmi dobrých výsledků. Při segmentaci celé datové sady se v některých řezech objevovaly chybné segmentace, které byly ovlivněny artefakty v obraze nebo zanikající hranicí mezi karcinomem prostaty, močovým měchýřem a konečníkem. Z jednotlivých segmentovaných oblastí 2D řezů byl vytvořen 3D model karcinomu prostaty, představený v kapitole 0, který může rovněž sloužit k vizuálnímu posouzení úspěchu segmentace.

Výstupem práce je graficko-uživatelské rozhraní, které je navrženo tak, aby bylo pro uživatele přehledné a lehce ovladatelné. GUI umožňuje výběr a segmentaci karcinomu prostaty a močového měchýře s automatickým ukládáním jednotlivých vytvořených segmentů do příslušné složky. Pro další vývoj a možnou optimalizaci aplikace umožňuje úpravu stanovených parametrů aktivní kontury aplikované na jednotlivé oblasti.

Navržená metoda a výsledky práce by měly přispět k dalšímu rozvoji metod segmentace cílových a kritických orgánů v oblasti pánve.

Použitá literatura

- [1] DORKO, František, Eva VÝBORNÁ a Jan TOKARČÍK. *VYBRANÉ KAPITOLY Z ANATOMIE: III. Splanchnologie, kardiovaskulární, endokrinní a mízní systém*. Ostrava, 2014. Skriptum. Ostravská univerzita v Ostravě.
- [2] O nádorech močového měchýře. *Linkos: Národní onkologický program ČR* [online]. ČOS ČLS JEP, 2013 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/pacient-a-rodina/onkologicke-diagnozy/nadory-ledviny-a-mocoveho-mechyre-c64-c67/o-nadorech-mocoveho-mechyre/#anatomie>
- [3] KLEMENTOVÁ, MUDr. Yvona. Radioterapie karcinomu prostaty – nežádoucí účinky léčby. *Urologie pro praxi* [online]. Solen, 2001, 2011, **1**(12), 59-60 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://www.urologiepropraxi.cz/pdfs/uro/2011/01/12.pdf>
- [4] Sedmkrát o léčbě rakoviny prostaty: Externí radioterapie. In: *Muži proti rakovině* [online]. Nadační fond MUŽI PROTI RAKOVINĚ. Copyright ©, 2014, 2015, s. 24 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: www.muziprotirakovine.cz
- [5] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-802-4756-363.
- [6] Prostate Cancer. *Prostate Conditions Education Council* [online]. Centennial: Prostate Conditions Education Council, 2012, 2015 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://www.prostateconditions.org/about-prostate-conditions/prostate-cancer>
- [7] FIALA, Richard, ZÁŤURA, František, ŽENÍŠEK, Jaroslav. *Adenokarcinom prostaty od PSA k terapii*. Praha : StudiaGeo,s.r.o, 2001. ISSN 1211-0795
- [8] HES, PHD., Doc. MUDr. Ondřej a Prof. MUDr. Michal MICHAL. Nádory prostaty: Základní anatomické údaje. *Nádory prostaty* [online]. Fakultní nemocnice Plzeň: Bioptická laboratoř, 2002 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <http://www.prostata.nadory.cz/zakladni.html>
- [9] BARCLAY, PHD, Tim. Prostate. *Innerbody* [online]. San Mateo, California: Innerbody.com, 1999, Jul 3, 2018 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: https://www.innerbody.com/image_repmov/repo09-new4.html
- [10] BÜCHLER, Tomáš, Marcela ČECHOVÁ, Otto HERBER a Michaela MATOUŠKOVÁ. *Léčba vybraných urologických onemocnění: novelizace 2017*. Praha: Centrum doporučených postupů pro praktické lékaře, Společnost všeobecného lékařství, [2017]. Doporučené postupy pro praktické lékaře. ISBN 978-80-86998-87-9.
- [11] Prostata a její onemocnění: Karcinom prostaty. *Vipram* [online]. Poland, 2016 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://vipfarm.cz/karcinom-prostaty>
- [12] NM klasifikace zhoubných novotvarů. 8. vydání 2017, česká verze 2018, ÚZIS, Praha 2018

- [13] ŠTERN, P., K. VRANOVSKÝ a K. ŠAFARČÍK. Karcinom prostaty – molekulární podstata, diagnostika a ekonomika prevence. *Klinická biochemie a metabolismus* [online]. Brno: Forinel Trading SE, 2008, 2008, 1.(1.), 19-26 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <http://www.europauomo.cz/ppt/kpmp.pdf>
- [14] Novotvary 2016 ČR: Zdravotnická statistika ČR. *Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR* [online]. Praha, 2010, , 187 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/system/files/novotvary2016.pdf>
- [15] Dušek, L., Mužík, J., Kubásek, M., Koptíková, J., Žaloudík, J., Vyzula, R.: Epidemiologie zhoubných nádorů v České republice [online]. Masarykova univerzita, Brno 2005. Dostupný z WWW: <http://www.svod.cz>. ISSN 1802-8861
- [16] DVOŘÁK, Jan. Radioterapie karcinomu prostaty. *Onkologie* [online]. Praha, 2014, 8(1), 19-22. ISSN 1802-4475.
- [17] DOBBS, J., BARRETT, A., ASH, D. Praktické plánování radioterapie, 1, vyd. Praha 1992
- [18] BERTHELSEN, Anne Kiil, Inga S. GRILLS, Hong YE, et al. What's new in target volume definition for radiologists in ICRU Report 71? How can the ICRU volume definitions be integrated in clinical practice?. *Cancer Imaging* [online]. 2007, 7(1), 104-116 [cit. 2019-09-23]. DOI: 10.1102/1470-7330.2007.0013. ISSN 14707330. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1906985/>
- [19] ČOUPEK, MUDr. Petr, MUDr. Petra HÜBNEROVÁ a J. ČOUPKOVÁ. Karcinom prostaty: Kurativní radioterapie karcinomu prostaty. In: *Linkos* [online]. ČOS ČLS JEP, 2006 [cit. 2019-10-24]. ISSN 2570-8791. Dostupné z: <https://www.linkos.cz>
- [20] Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT). *Radiation Oncology Associates* [online]. Fairfax [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://www.virginiaradiation.com/treatments/intensity-modulated-radiation-therapy-imrt/>
- [21] Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT). *Radiation Oncology Associates* [online]. Fairfax [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://www.virginiaradiation.com/treatments/intensity-modulated-radiation-therapy-imrt/>
- [22] KAPLAN, Ondřej, Kamil BELEJ a Oto KÖHLER. Současné trendy diagnostiky karcinomu prostaty. *Onkologie* [online]. Praha, 2010, (4), 68-71 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <http://www.onkologiecs.cz/savepdfs/xon/2010/02/03.pdf>
- [23] BELEJ, PH.D., FEBU, MUDr. Kamil. Transrektální sonografie v diagnostice onemocnění prostaty. *Urologie pro praxi* [online]. Solen, 2001, 2009, , 7-10 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://www.urologiepropraxi.cz/pdfs/uro/2009/01/02.pdf>
- [24] Prostata a močový měchýř. In: *Ultrasonografia* [online]. Grzegorz Iwanek 2019 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <http://ultrasonografia.net/cache/media/217/resize/1/1/500-800.jpg>
- [25] DOLEJŠOVÁ, MUDr. Olga. Nové možnosti diagnostiky karcinomu prostaty. *Zdravotnictví a medicína* [online]. Plzeň: Copyright 2019 Mladá fronta, 2014 [cit.

- 2019-10-24]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/nove-moznosti-diagnostiky-karcinomu-prostaty-477087>
- [26] ADAM, Zdeněk, Jiří VANÍČEK a Jiří VORLÍČEK. Diagnostické a léčebné postupy u maligních chorob. 2. aktualiz. a dopl. vyd. Praha : Grada, 2004. ISBN 80-247-0896-5.]
- [27] CHMELOVÁ, Jana. *Základy ultrasonografie pro radiologické asistenty*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. ISBN 80-7368-221-4.
- [28] CIBULA, David a Luboš PETRUŽELKA. *Onkogynekologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2665-6.
- [29] KAŠPAR, Miroslav, Jiří BÁRTA, Zuzana RYZNAROVÁ, Petr KLÉZL, František ZÁŤURA, Magdaléna ADAMOVÁ a Jaroslav NOVÁK. Postavení magnetické rezonance a magnetické rezonanční spektroskopie při detekci karcinomu prostaty. *Česká urologie* [online]. 2010, **14**(3), 186-196 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <http://czechurol.cz/pdfs/cur/2010/03/09.pdf>
- [30] VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽÍŽKA. Moderní diagnostické metody. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996, 43 s. ISBN 80-701- 3225-6.
- [31] KUBEŠ, Jiří. Moderní trendy v radioterapii karcinomu prostaty. *Onkologie* [online]. 2010, **4**(2), 79-83 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://www.onkologiecs.cz/pdfs/xon/2010/02/06.pdf>
- [32] DOLEJŠOVÁ, Olga, Jiří BAXA, Milan HORA, Ondřej HES, Jiří FERDA, Alžběta ŠOBROVÁ a Viktor ERET. Využití multiparametrické magnetické rezonance a srovnání s ostatními moderními zobrazovacími metodami v předoperační diagnostice karcinomu prostaty. *Česká urologie* [online]. 2014, **18**(4), 300-309 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/6293/6ba64e1a5a383482414085eba8d44ece7350.pdf>
- [33] ŠEFROVÁ, J., K. PALUSKA, ODRÁŽKA, Z. BĚLOBRÁDEK a P. HOFFMANN. Změny cílových objemů při použití magnetické rezonance pro plánování radioterapie lůžka prostaty – předběžné výsledky. *Klinická onkologie* [online]. Hradec Králové, 2010, **23**(4), 256-263 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/files/klinicka-onkologie/157/3665.pdf>
- [34] TANEJA, Samir S. Imaging in the Diagnosis and Management of Prostate Cancer. *REVIEWS IN UROLOGY* [online]. MedReviews, 2004, **6**(3), 101-113 [cit. 2019-10-25]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1472828/>
- [35] Macík, D., Dolezel, J., Staník, M., Capak, I., Miklanek, D., Sustr, M. Lokalizovaný karcinom prostaty. *Zdravotnictví a medicína* [online]. Plzeň: Copyright 2019 Mladá fronta, 2014 [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/lokalizovany-karcinom-prostaty-diagnostika-a-chirurgicka-lecba-474639>
- [36] KOLARZOVÁ, Magdalena. *ZOBRAZOVACÍ TECHNIKY V RADIOTERAPII* [online]. Brno, 2013 [cit. 2019-10-25]. Dostupné z:

https://is.muni.cz/th/wlg5m/Zobrazovaci_techiky_v_radioterapii.pdf. Bakalářská práce. MASARYKOVA UNIVERZITA. Vedoucí práce MUDr. Hana Doleželová, Ph.D.

- [37] Michalski, J. M., et al. (2010). "Development of RTOG consensus guidelines for the definition of the clinical target volume for postoperative conformal radiation therapy for prostate cancer." *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 76(2): 361-368.
- [38] PTÁČNÍK, MUDr. Václav a MUDr. Jozef KUBINYI, PH.D., FEBNM. PET/CT vyšetření u pacientů s karcinomem prostaty. *Urolo* [online]. 2001, 2016, 17(1), 7-10 [cit. 2019-10-25]. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/uro/2016/01/02.pdf>
- [39] F. CORREA, MD, Andres a Marc C. SMALDONE, MD, MSHP. PET/CT for Prostate Cancer: From Diagnosis to Metastasis. In: *Renal and urology news* [online]. Haymarket Media, 2017 [cit. 2019-10-25]. Dostupné z: <https://www.renalandurologynews.com/home/news/urology/prostate-cancer/pet-ct-for-prostate-cancer-from-diagnosis-to-metastasis/>
- [40] AYACHE, Nicholas, Sébastien OURSELIN a Anthony MAEDER. Medical image computing and computer-assisted intervention--MICCAI 2007: 10th International Conference, Brisbane, Australia, October 29-November 2, 2007 : proceedings [online]. New York: Springer, 2007 [cit. 2019-10-03]. ISBN 978-3-540-75756-6.
- [41] Automatic Segmentation of Intra-treatment CT Images for Adaptive Radiation Therapy of the Prostate. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2005* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005, 2005, , 442-450 [cit. 2019-10-03]. Lecture Notes in Computer Science. DOI: 10.1007/11566465_55. ISBN 978-3-540-29327-9. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/11566465_55
- [42] Derraz F., Taleb-Ahmed A., Chikh A., Boydev C., Peyrodie L., Forzy G. (2012) Segmentation of Prostate Using Interactive Finsler Active Contours and Shape Prior. In: Elmoataz A., Mamass D., Lezoray O., Nouboud F., Aboutajdine D. (eds) *Image and Signal Processing. ICISP 2012. Lecture Notes in Computer Science*, vol 7340. Springer, Berlin, Heidelberg
- [43] KUSZEWSKI, Tomasz, STUDENT MEMBER, L. JERRY a Xu CHENYAND. Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow. *IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING* [online]. IEEE Xplore, 7(3), 11 [cit. 2019-10-03]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=661186&tag=1>
- [44] SKALSKI, Andrzej, Jakub LAGWA, Piotr KEDYIERAWSKI, Tomasz ZIELINSKI a Tomasz KUSZEWSKI. Automatic Prostate Segmentation in MR images Based on 3D Active Contours with Shape Constraints. *Signal Processing: Algorithms, Architectures, Arrangements, and Applications (SPA)* [online]. Poznan, Poland: IEEE Xplore, 2014, 26 September 2013, , 4 [cit. 2019-10-03]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6710634>

- [45] LIU, Yanxi, Tianzi JIANG a Changshui ZHANG. Computer vision for biomedical image applications: first international workshop, CVBIA 2005, Beijing, China, October 21, 2005. proceedings [online]. New York: Springer, c2005 [cit. 2019-10-03]. ISBN 978-3-540-29411-5.
- [46] SHI, Feng, Jie YANG a Yue-min ZHU. Automatic segmentation of bladder in CT images. *Journal of Zhejiang University-SCIENCE A* [online]. 2009, **10**(2), 239-246 [cit. 2019-10-03]. DOI: 10.1631/jzus.A0820157. ISSN 1673-565X. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1631/jzus.A0820157>
- [47] JIRKOVSKÝ, Jaroslav. Metody Deep Learning k segmentaci obrazu. *Automa – časopis pro automatizační techniku, s. r. o.* [online]. 2016, **2017**(11), 3 [cit. 2019-11-22]. Dostupné z: http://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/11149.pdf
- [48] BALAGOPAL, Anjali, Samaneh KAZEMIFAR, Dan NGUYEN, Mu-Han LIN, Raquibul HANNAN, Amir OWRANGI a Steve JIANG. *Fully automated organ segmentation in male pelvic CT images* [online]. 2018, **63**(24) [cit. 2019-11-22]. DOI: 10.1088/1361-6560/aaf11c. ISSN 1361-6560. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0031-9155/63/i=24/a=245015?key=crossref.a42c1fa7043e44c052beff3b7d7ebb3c>
- [49] KASS, Michael, Andrew WITKIN a Demetri TERZOPOULOS. Snakes: Active contour models. *International Journal of Computer Vision* [online]. 1988, **1**(4), 321-331. DOI: 10.1007/BF00133570. ISSN 0920-5691. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF00133570>
- [50] VICIANOVÁ, Veronika. Extrakce objektů z medicínských obrazů na základě metody aktivních kontur. Ostrava, 2017. Bakalářská práce. VŠB – Technická univerzita Ostrava.
- [51] TOMEČEK, Jan. Analýza medicínských snímků za účelem rekonstrukce objektu na snímku k následnému zpracování. Ostrava, 2013. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Doc. Ing. Lačezar Ličev, CSc.
- [52] VESE, Luminita A.; CHAN, Tony F. A multiphase level set framework for image segmentation using the Mumford and Shah model. *International journal of computer vision*, 2002, **50.3**: 271- 293.
- [53] HÁJOVSKÝ, Radovan, Radka PUSTKOVÁ a František KUTÁLEK. Zpracování obrazu v měřicí a řídicí technice: učební text : studijní materiály pro studijní obor Měřicí a řídicí technika, Elektronika Fakulty elektrotechniky a informatiky [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2012 [cit. 2019-11-22]. ISBN 978-80-248-2596-0.
- [54] ŠPATENKA, Pavel. *Předzpracování a 3D segmentace lékařských obrazových dat* [online]. Plzeň, 2012 [cit. 2019-11-22]. Diplomová práce. Západočeská univerzita v Plzni.
- [55] Efford, Nick. *Digital Image Processing*. Harlow : Pearson Education Limited, 2000. ISBN 0-201-59623-7.

- [56] FISHER R., PERKINS S./WALKER A., WOLFART E.: Image processing learning resources, <http://homepage.s.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/>
- [57] Převod černobílých obrázků [online]. Brno, 2010 [cit. 2012-01-08]. Dostupné z: http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=28724. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. – citace rotující masky i obrázku
- [58] Yoo S, Kim JK, Jeong IG. Multiparametric magnetic resonance imaging for prostate cancer: A review and update for urologists. *Korean J Urol*. 2015;56(7):487–497. doi:10.4111/kju.2015.56.7.487
- [59] HUISMAN, Henkjan a Jelle BARENTSZ. Computer-aided detection of prostate cancer. *Diagnostic Image Analysis Group* [online]. Nijmegen: Department of Radiology and Nuclear Medicine, 2019 [cit. 2019-12-28]. Dostupné z: http://www.diagijnmegen.nl/index.php/Computer-aided_detection_of_prostate_cancer
- [60] ŠPANĚL, Ing. Michal a Ing. Vítězslav BERAN. Obrazové segmentační techniky: Přehled existujících metod. In: *VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ FAKULTA INFORMAČNÍCH TECHNOLOGIÍ* [online]. Brno: ÚSTAV POČÍTAČOVÉ GRAFIKY A MULTIMÉDIÍ [cit. 2019-12-28]. Dostupné z: <http://www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace/>
- [61] Sharpening. *Digital Image Quality Testing* [online]. © Imatest, 2020 [cit. 2020-03-25]. Dostupné z: <https://www.imatest.com/docs/sharpening/>
- [62] WANG, Li, Lei HE, Arabinda MISHRA a Li CHUNMING. Active contours driven by local Gaussian distribution fitting energy. *Signal Processing*. 2009, **12**(89), 2435-2447.
- [63] C. Li, Active contours with local binary fitting energy, in: IMA Workshop on New Mathematics and Algorithms for 3-D Image Analysis, 2006
- [64] DOUGHERTY, Edward R. *Mathematical morphology in image processing*. New York: M. Dekker, c1993. Optical engineering (Marcel Dekker, Inc.). ISBN 08-247-8724-2.

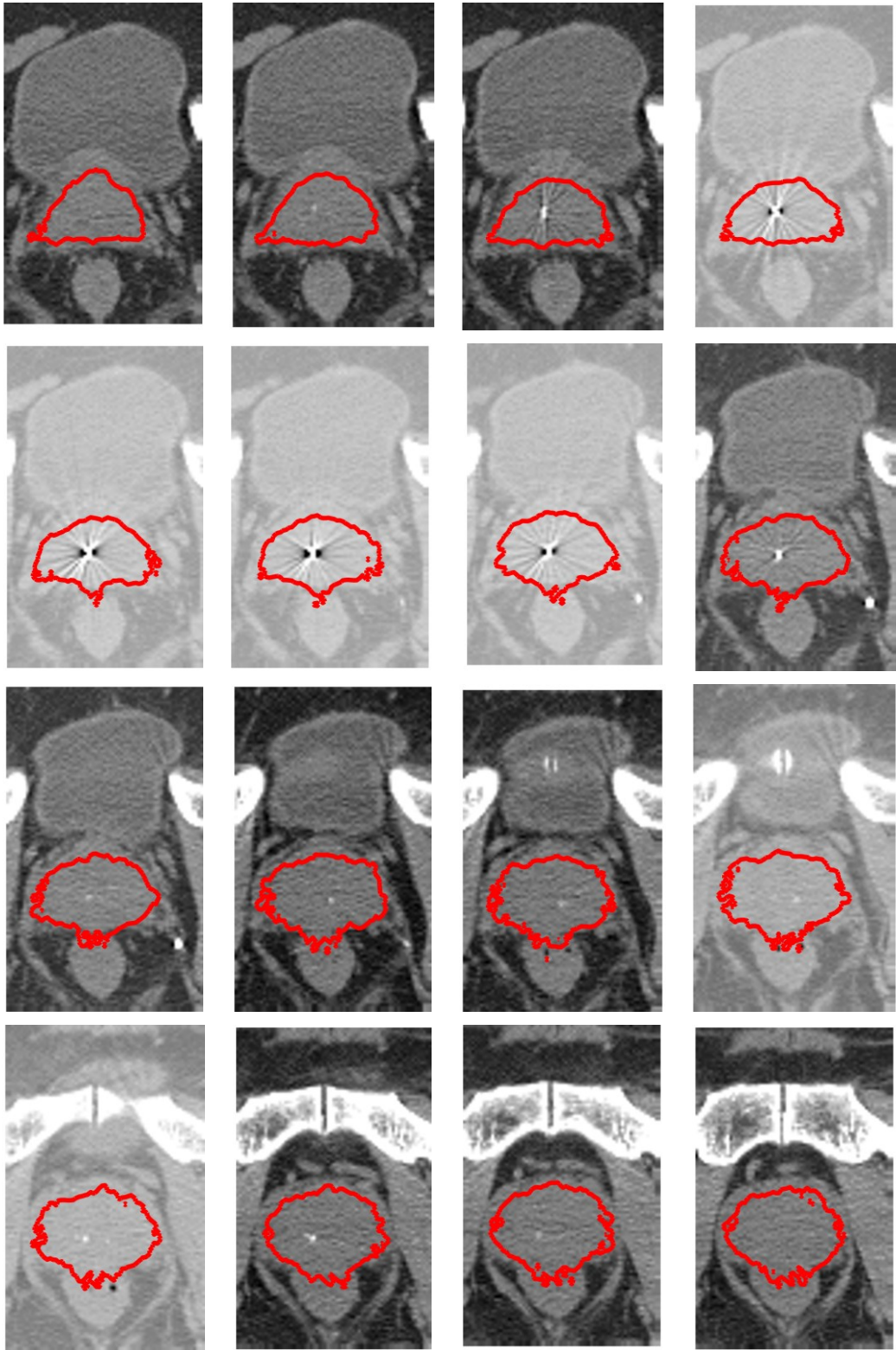
Přílohy

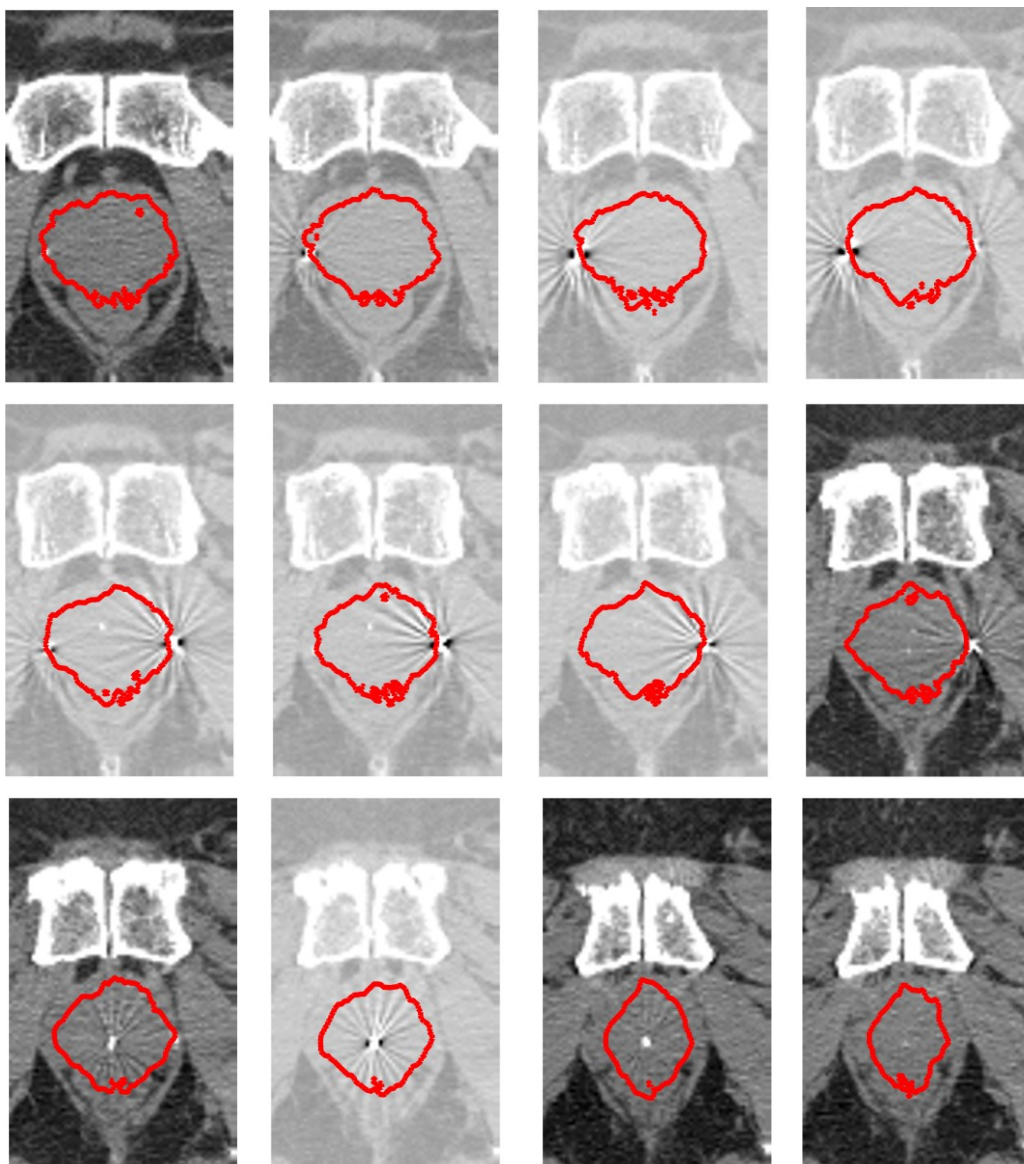
Seznam obrázků

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| Obr. 1: Obrazové výstupy automatické segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků I | II |
| Obr. 2: Obrazové výstupy automatické segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků II | IV |
| Obr. 3: Obrazové výstupy automatické segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků III | VI |
| Obr. 4: Obrazové výstupy automatické segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků IV | VIII |
| Obr. 5: Obrazové výstupy automatické segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků V | X |
| Obr. 6: Obrazové výstupy automatické segmentace močového měchýře z datové sady snímků I | XI |
| Obr. 7: Obrazové výstupy automatické segmentace močového měchýře z datové sady snímků II | XI |
| Obr. 8: Obrazové výstupy automatické segmentace močového měchýře z datové sady snímků III | XII |
| Obr. 9: Obrazové výstupy automatické segmentace močového měchýře z datové sady snímků IV | XII |
| Obr. 10: Obrazové výstupy automatické segmentace močového měchýře z datové sady snímků V | XIII |
| Obr. 11: Porovnání 3D binárního modelu karcinomu prostaty před (vlevo) a po mediánové filtraci (vpravo) datové sady I..... | XIV |
| Obr. 12: Porovnání 3D binárního modelu karcinomu prostaty před (vlevo) a po mediánové filtraci (vpravo) datové sady II | XIV |
| Obr. 13: Porovnání 3D binárního modelu karcinomu prostaty před (vlevo) a po mediánové filtraci (vpravo) datové sady IV | XV |
| Obr. 14: Porovnání 3D binárního modelu karcinomu prostaty před (vlevo) a po mediánové filtraci (vpravo) datové sady V | XV |

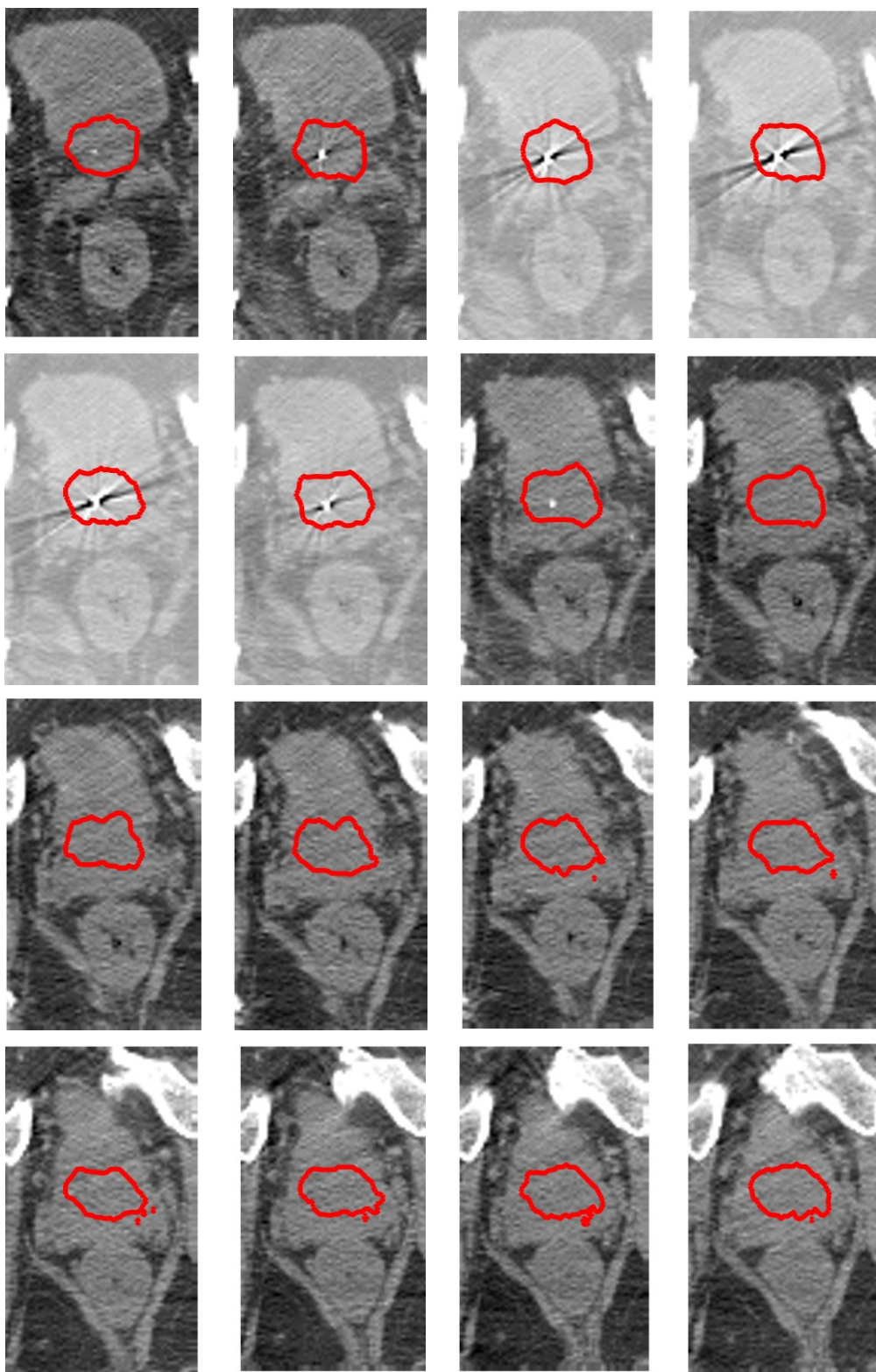
Seznam tabulek

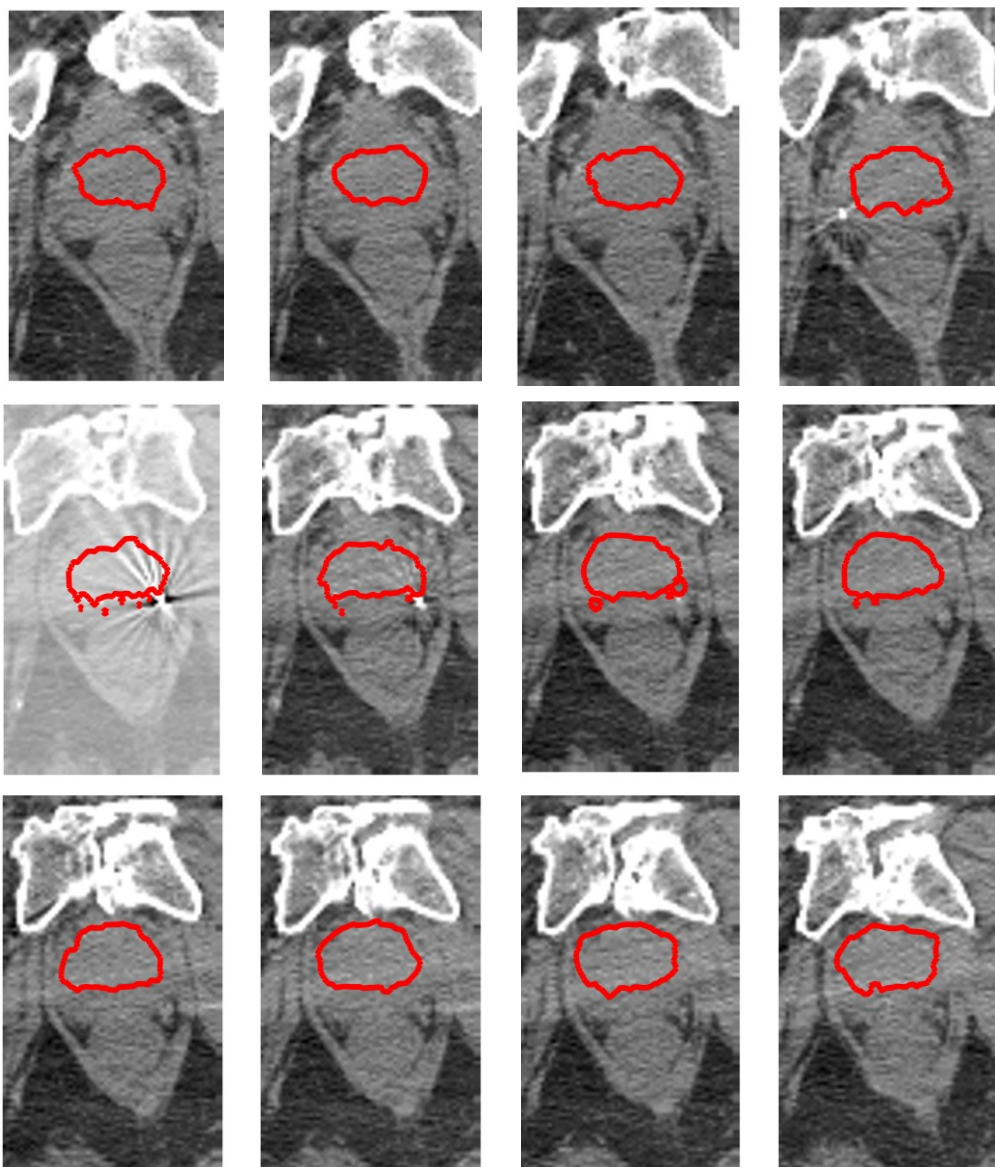
| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Tab. 1: Výsledky porovnání automatické segmentace karcinomu prostaty s manuální segmentací - datová sada I | XVI |
| Tab. 2: Výsledky porovnání automatické segmentace karcinomu prostaty s manuální segmentací - datová sada II | XVII |
| Tab. 3: Výsledky porovnání automatické segmentace karcinomu prostaty s manuální segmentací - datová sada III..... | XVIII |
| Tab. 4: Výsledky porovnání automatické segmentace karcinomu prostaty s manuální segmentací - datová sada IV | XIX |
| Tab. 5: Výsledky porovnání automatické segmentace karcinomu prostaty s manuální segmentací - datová sada V | XX |
| Tab. 6: Výsledky porovnání automatické segmentace močového měchýře s manuální segmentací - datová sada I | XXI |
| Tab. 7: Výsledky porovnání automatické segmentace močového měchýře s manuální segmentací - datová sada II | XXI |
| Tab. 8: Výsledky porovnání automatické segmentace močového měchýře s manuální segmentací - datová sada III..... | XXII |
| Tab. 9: Výsledky porovnání automatické segmentace močového měchýře s manuální segmentací - datová sada IV | XXII |
| Tab. 10: Výsledky porovnání automatické segmentace močového měchýře s manuální segmentací - datová sada V | XXIII |



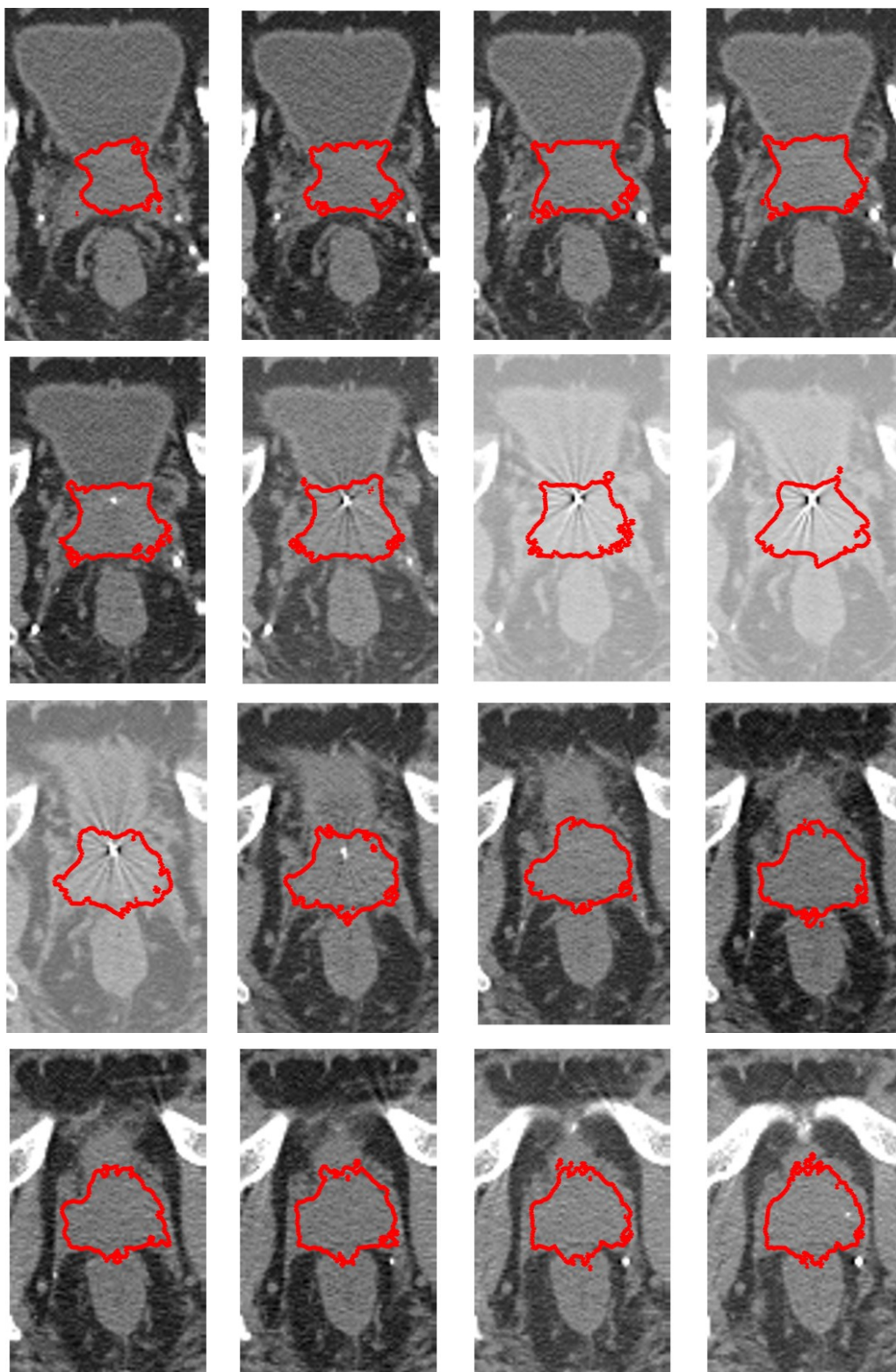


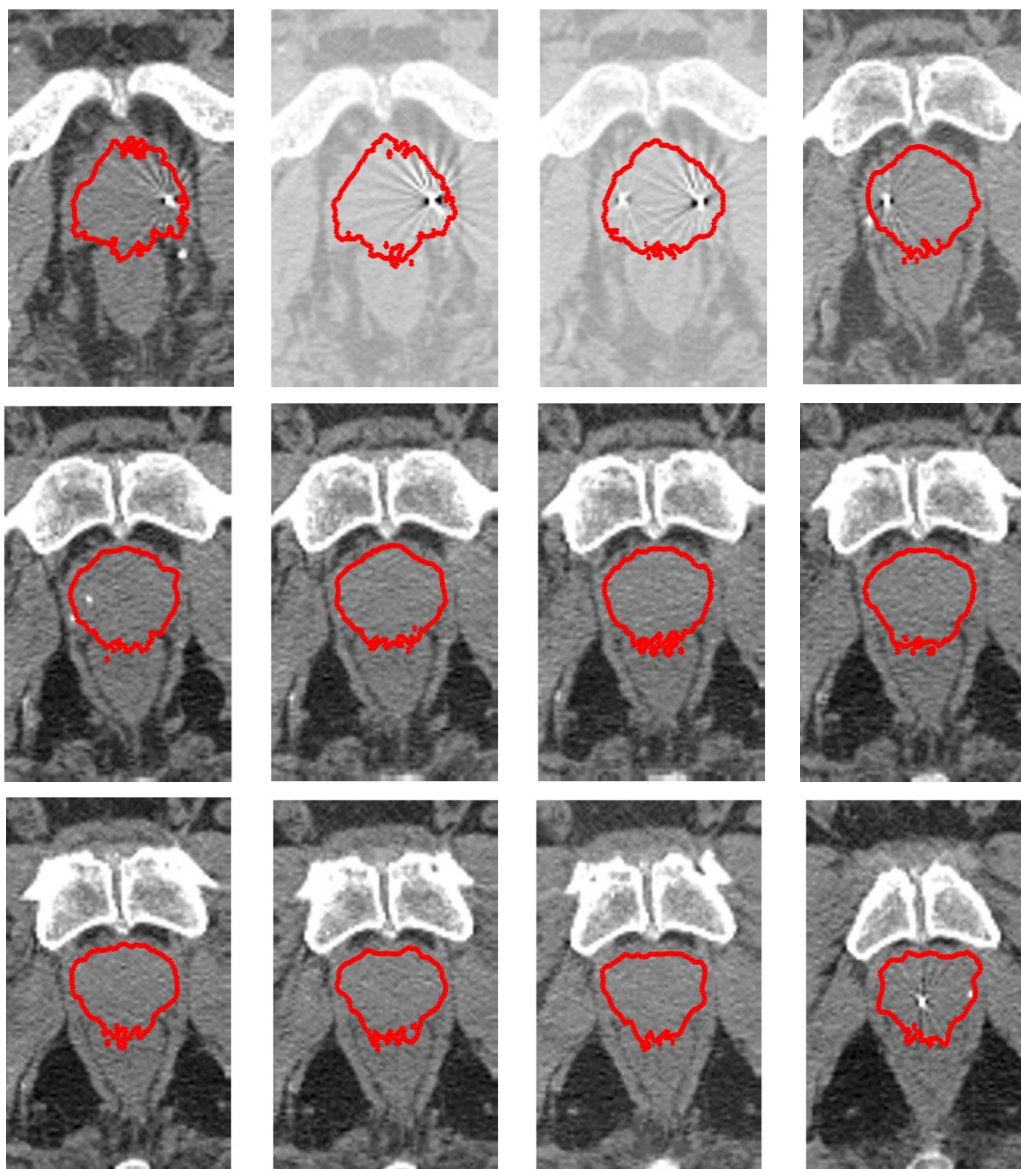
Obr. 1: Obrazové výstupy automatické segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků I



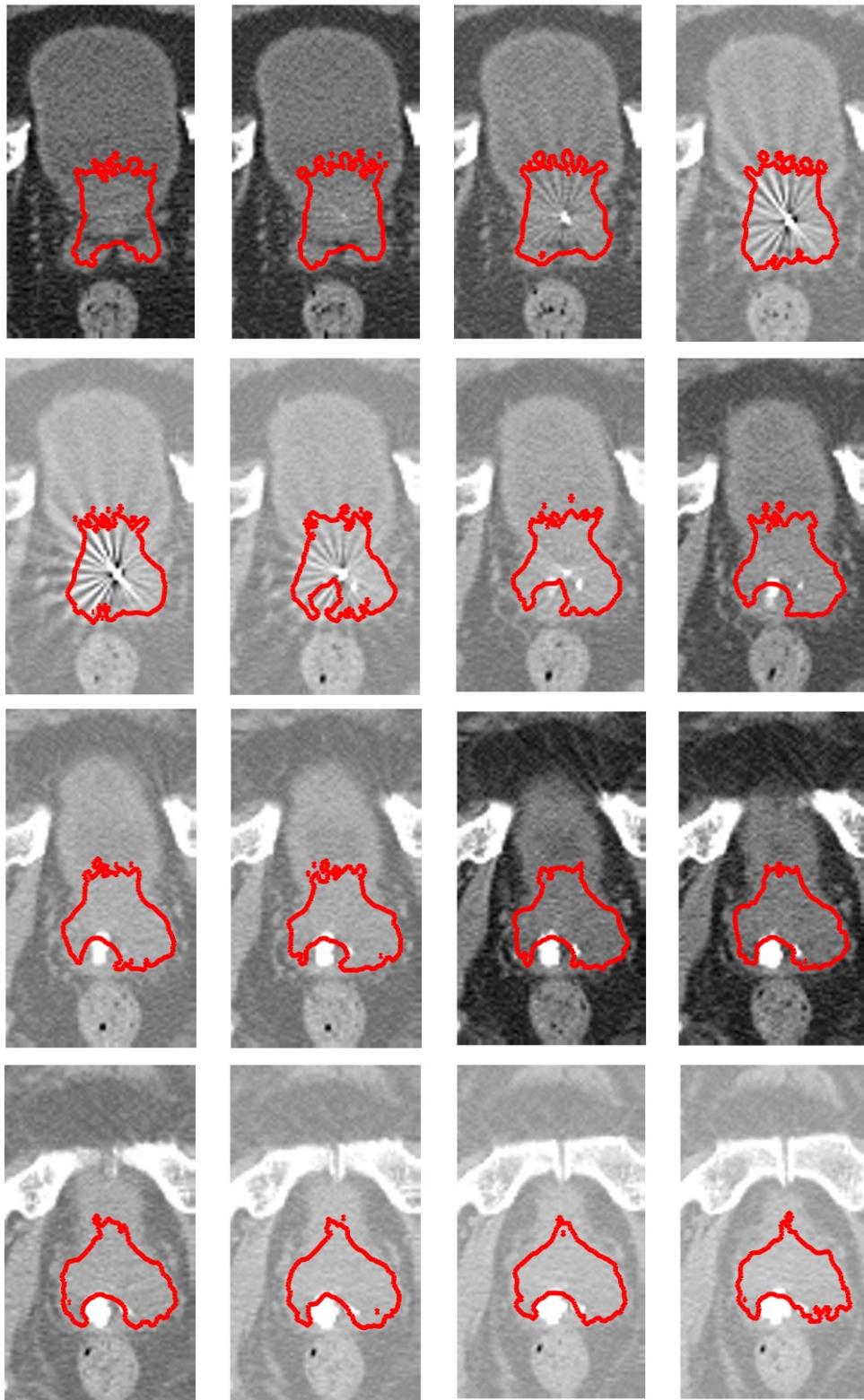


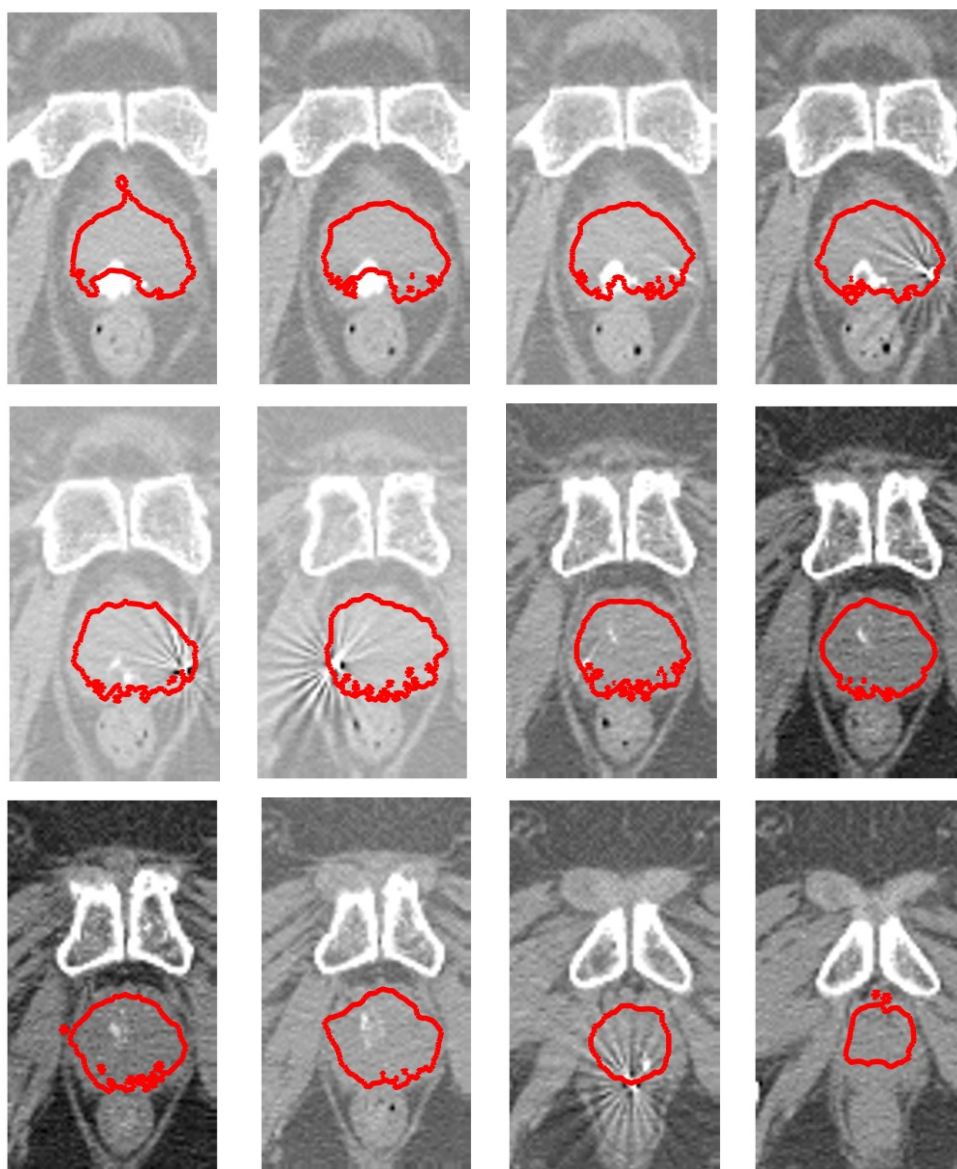
Obr. 2: Obrazové výstupy automatické segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků II



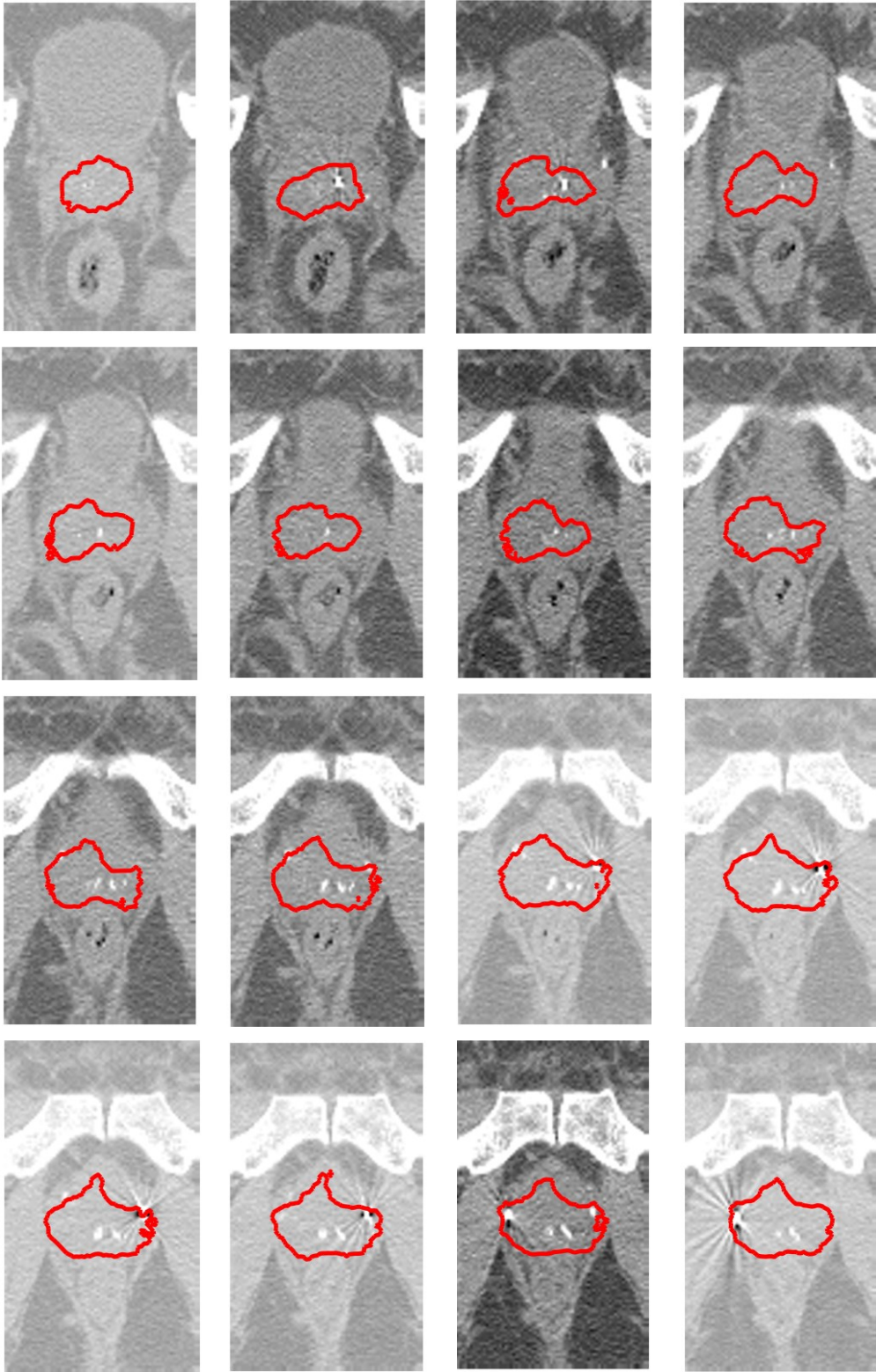


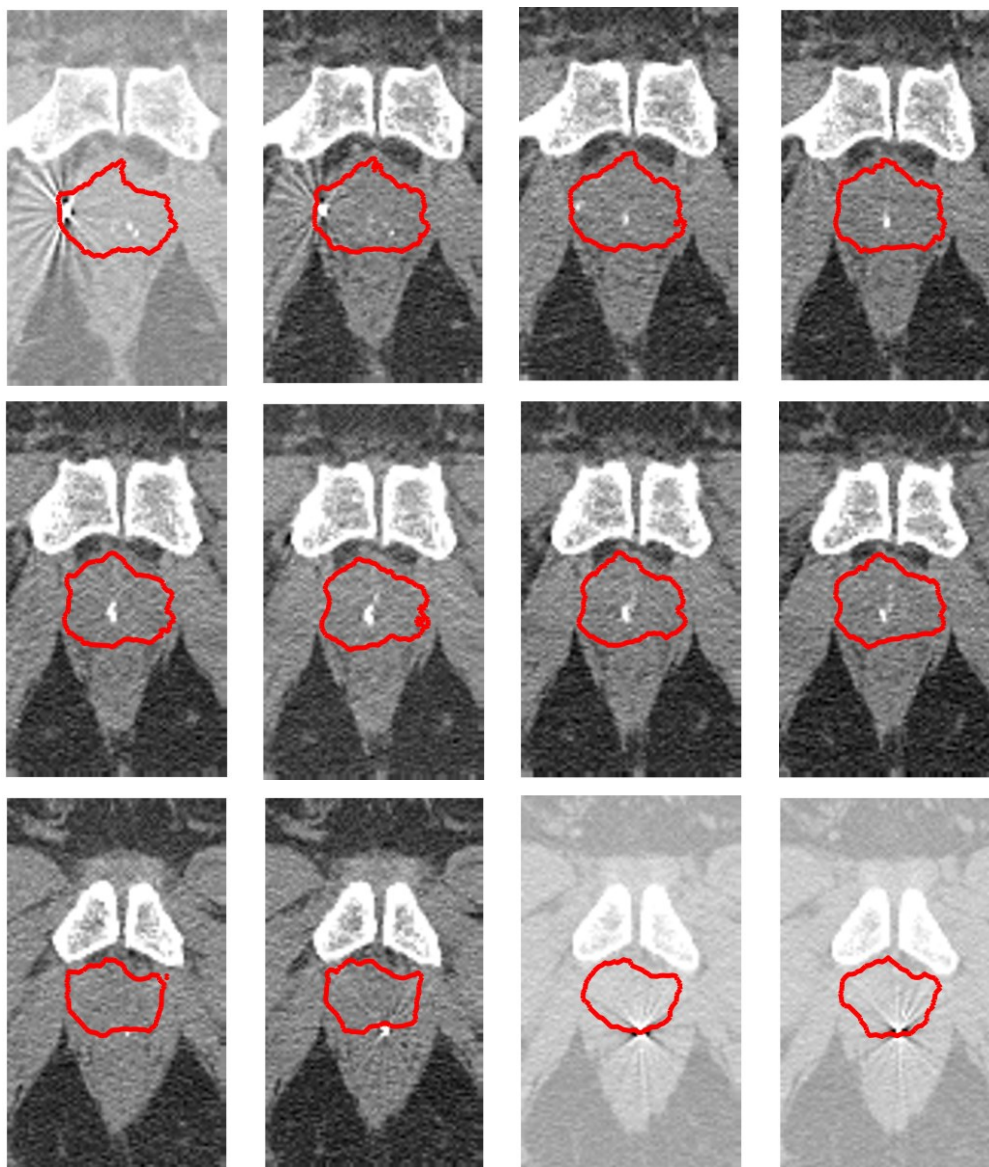
Obr. 3: Obrazové výstupy automatické segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků III



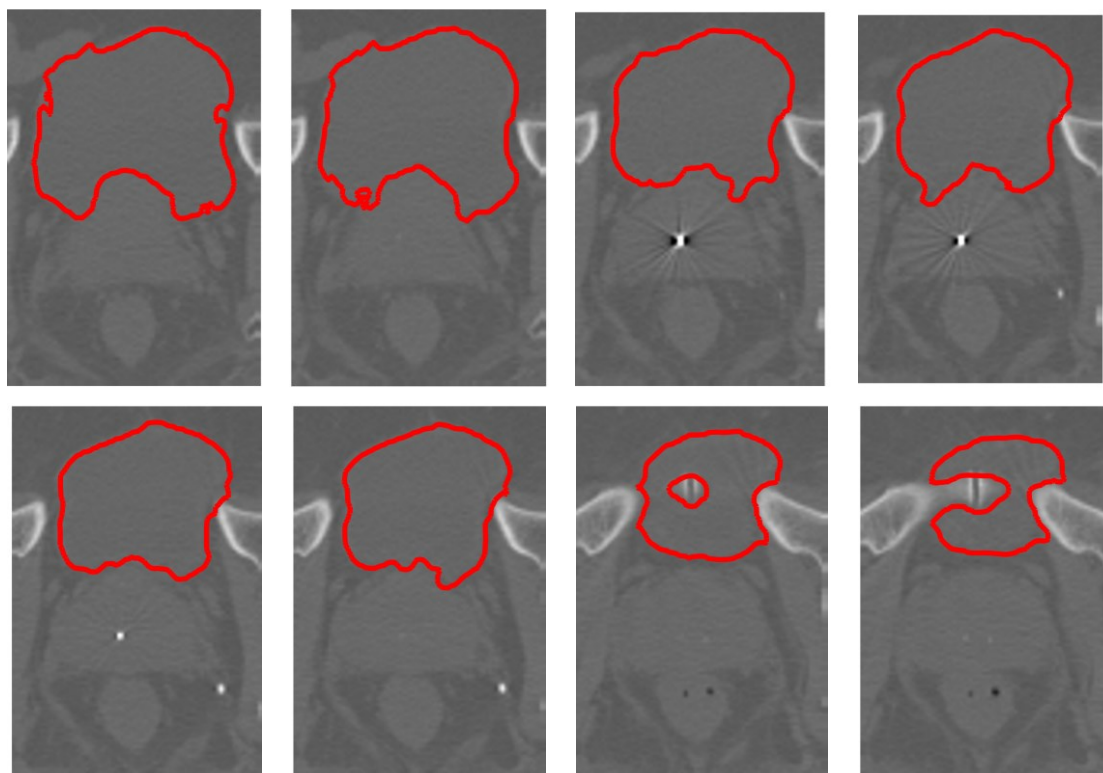


Obr. 4: Obrazové výstupy automatické segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků IV

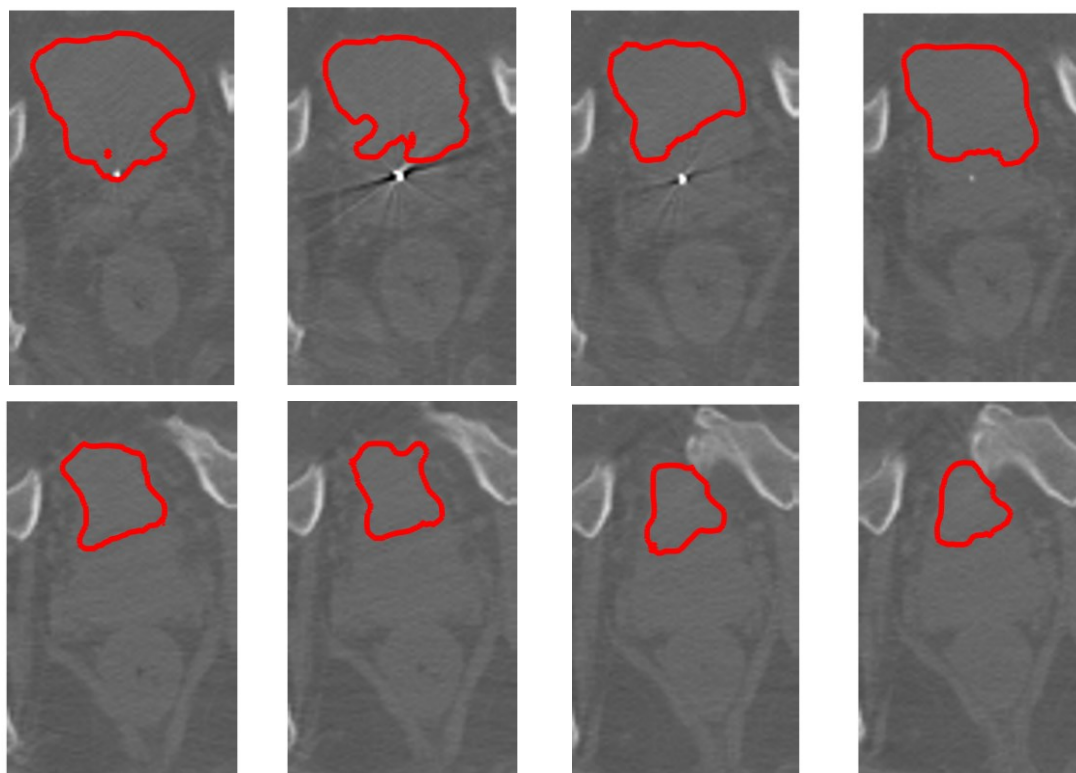




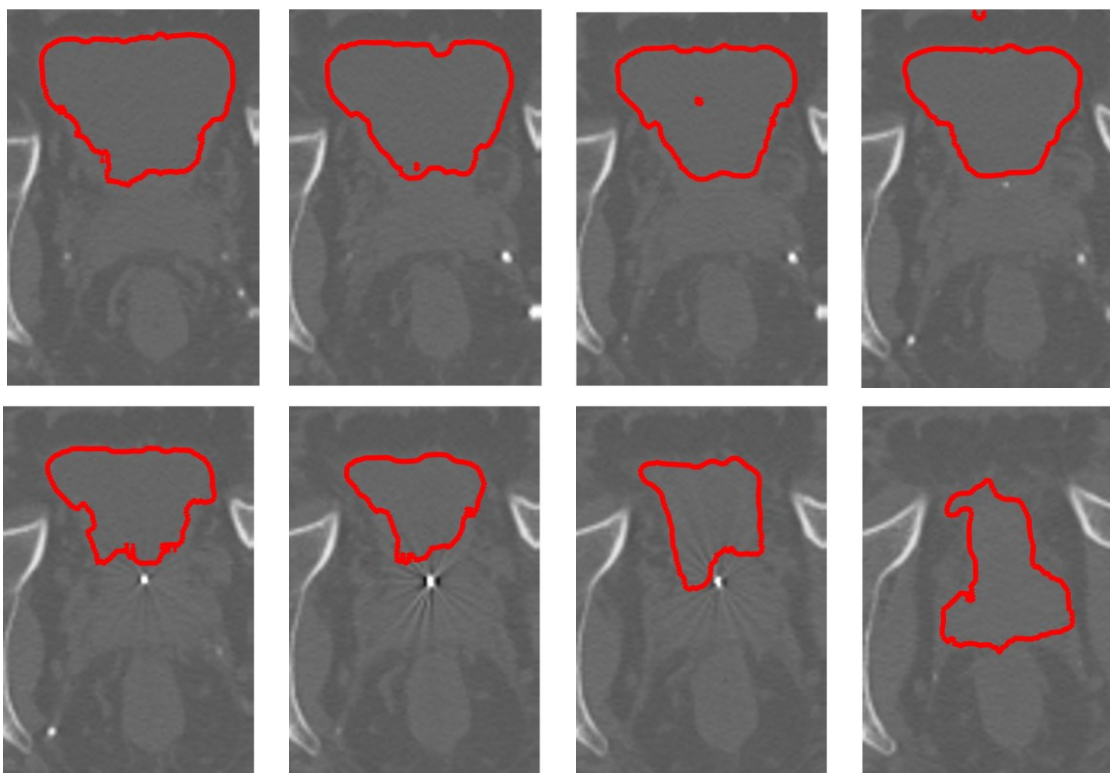
Obr. 5: Obrazové výstupy automatické segmentace karcinomu prostaty z datové sady snímků V



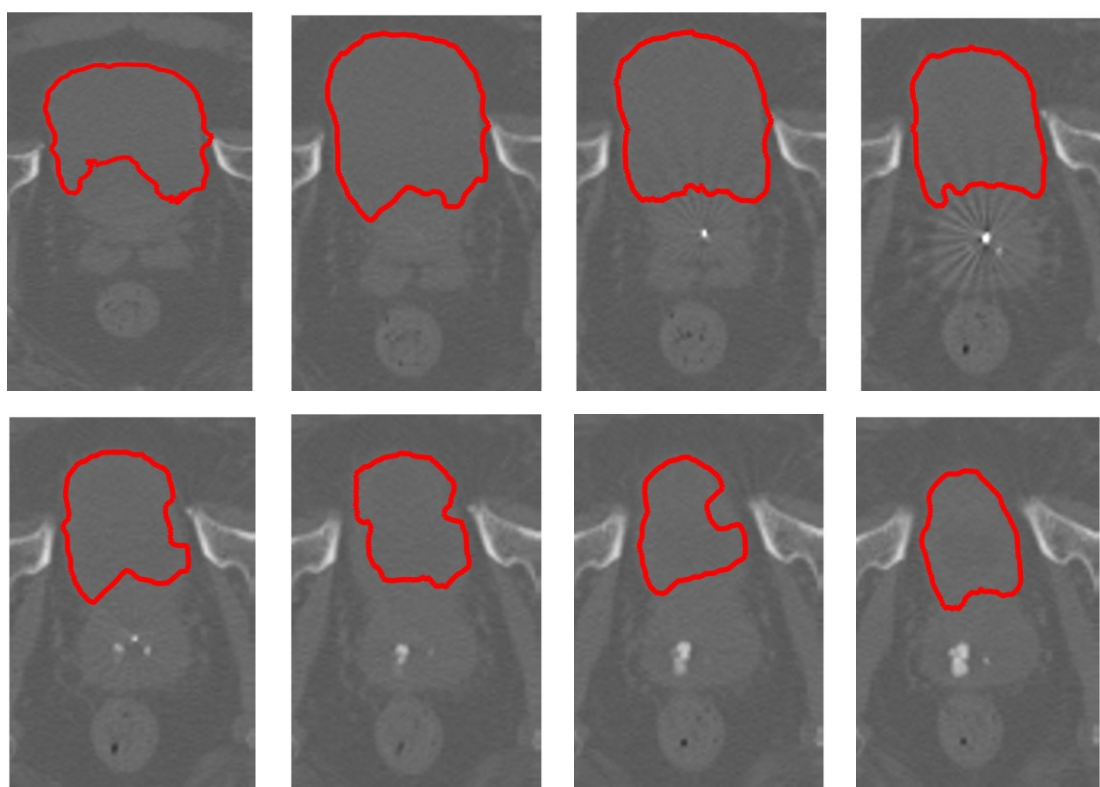
Obr. 6: Obrazové výstupy automatické segmentace močového měchýře z datové sady snímků I



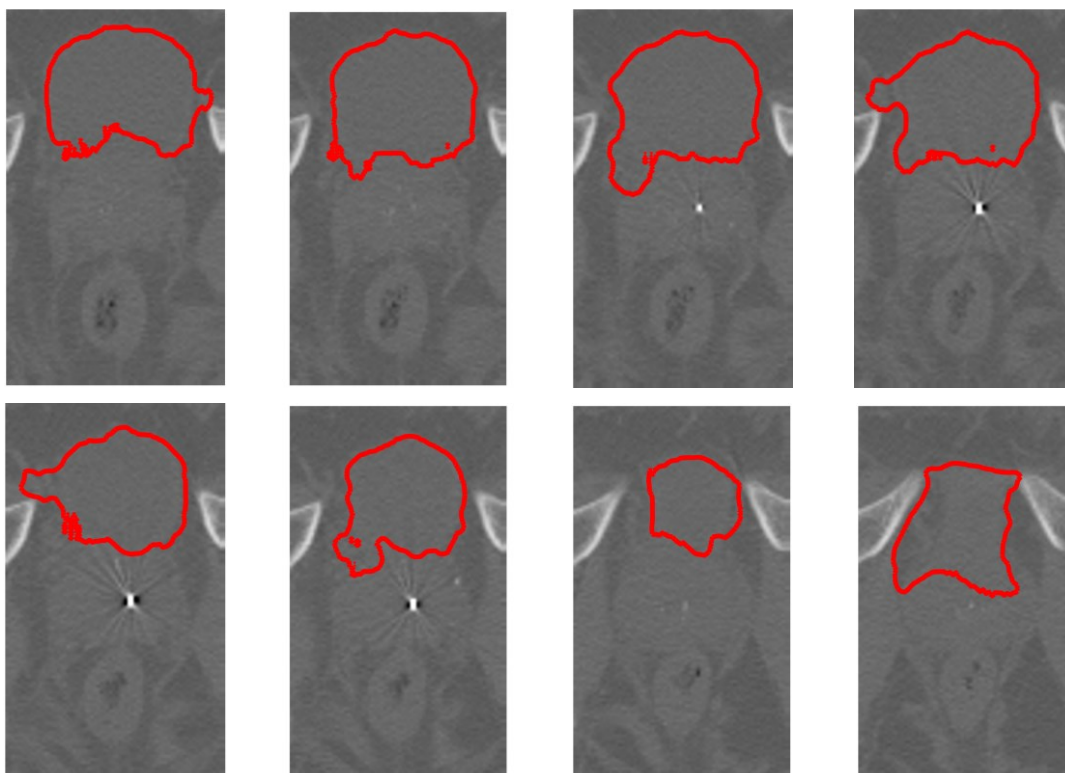
Obr. 7: Obrazové výstupy automatické segmentace močového měchýře z datové sady snímků II



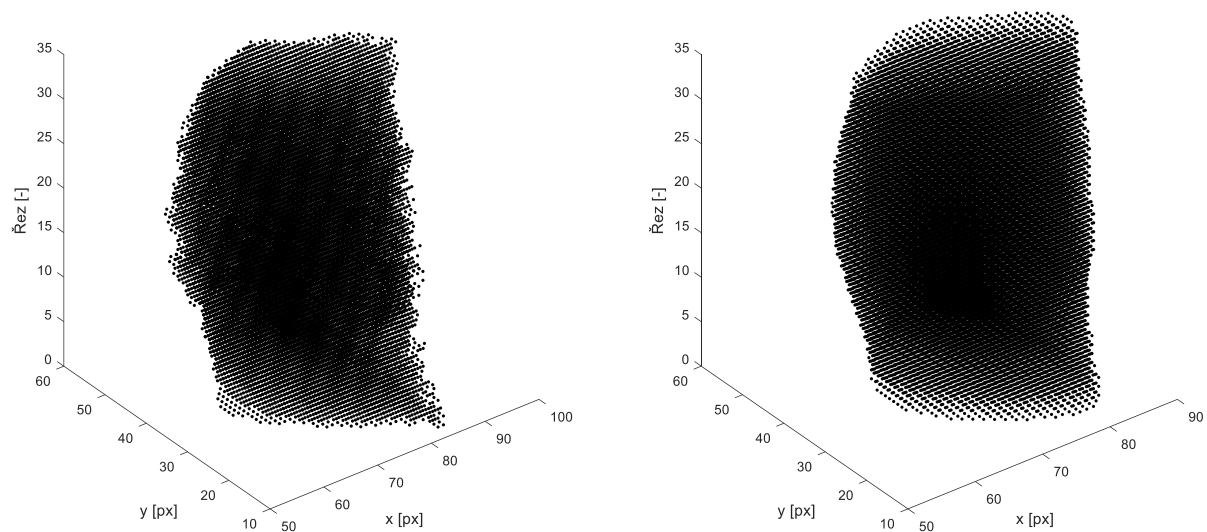
Obr. 8: Obrazové výstupy automatické segmentace močového měchýře z datové sady snímků III



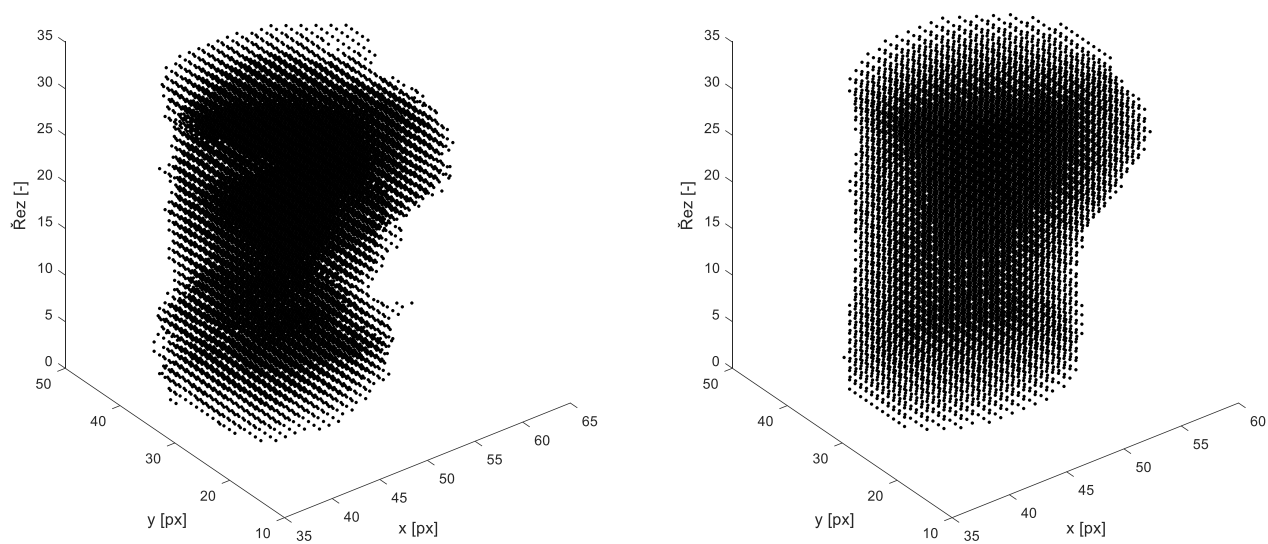
Obr. 9: Obrazové výstupy automatické segmentace močového měchýře z datové sady snímků IV



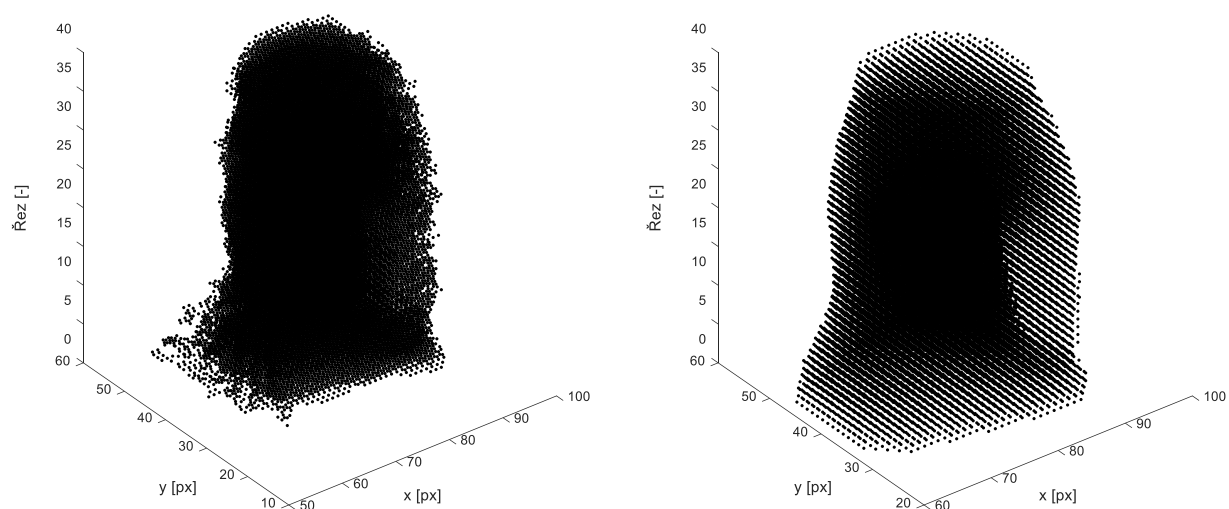
Obr. 10: Obrazové výstupy automatické segmentace močového měchýře z datové sady snímků V



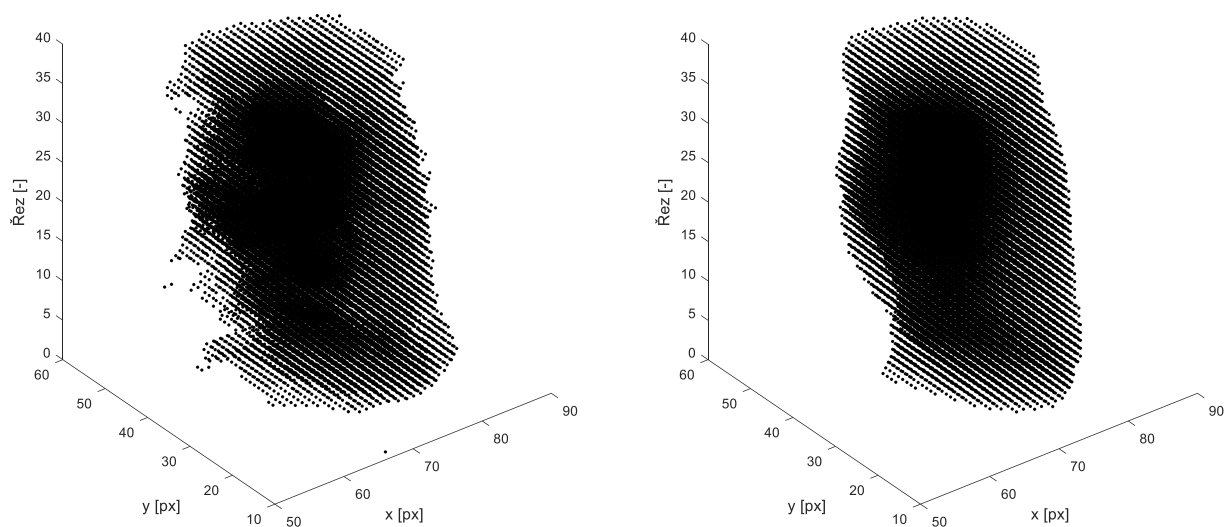
Obr. 11: Porovnání 3D binárního modelu karcinomu prostaty před (vlevo) a po mediánové filtraci (vpravo) datové sady I



Obr. 12: Porovnání 3D binárního modelu karcinomu prostaty před (vlevo) a po mediánové filtraci (vpravo) datové sady II



Obr. 13: Porovnání 3D binárního modelu karcinomu prostaty před (vlevo) a po mediánové filtraci (vpravo) datové sady IV



Obr. 14: Porovnání 3D binárního modelu karcinomu prostaty před (vlevo) a po mediánové filtraci (vpravo) datové sady V

Tab. 1: Výsledky porovnání automatické segmentace karcinomu prostaty s manuální segmentací - datová sada I

| Řez | CORR | MSE | DICE | Rozdíl plochy [px] | Rozdíl plochy [%] |
|-----|------|------|------|--------------------|-------------------|
| 1 | 0,78 | 0,03 | 0,63 | 207 | 47,4 |
| 2 | 0,79 | 0,03 | 0,67 | 211 | 44,8 |
| 3 | 0,85 | 0,02 | 0,76 | 49 | 6,8 |
| 4 | 0,85 | 0,09 | 0,78 | 44 | 6,0 |
| 5 | 0,88 | 0,02 | 0,80 | 336 | 76,9 |
| 6 | 0,88 | 0,02 | 0,81 | 332 | 70,5 |
| 7 | 0,88 | 0,02 | 0,81 | 103 | 14,2 |
| 8 | 0,89 | 0,11 | 0,85 | 76 | 10,0 |
| 9 | 0,87 | 0,79 | 0,79 | 127 | 12,7 |
| 10 | 0,87 | 0,11 | 0,80 | 14 | 1,6 |
| 11 | 0,88 | 0,03 | 0,81 | 38 | 3,9 |
| 12 | 0,87 | 0,03 | 0,79 | 157 | 14,7 |
| 13 | 0,86 | 0,03 | 0,78 | 121 | 11,5 |
| 14 | 0,82 | 0,04 | 0,72 | 132 | 12,5 |
| 15 | 0,85 | 0,03 | 0,77 | 104 | 9,9 |
| 16 | 0,78 | 0,05 | 0,68 | 137 | 12,5 |
| 17 | 0,85 | 0,03 | 0,77 | 65 | 6,2 |
| 18 | 0,87 | 0,03 | 0,80 | 25 | 2,5 |
| 19 | 0,82 | 0,04 | 0,73 | 142 | 12,6 |
| 20 | 0,83 | 0,04 | 0,73 | 197 | 17,2 |
| 21 | 0,89 | 0,02 | 0,83 | 42 | 4,1 |
| 22 | 0,84 | 0,03 | 0,75 | 19 | 2,0 |
| 23 | 0,78 | 0,04 | 0,67 | 3 | 0,3 |
| 24 | 0,76 | 0,05 | 0,65 | 68 | 6,9 |
| 25 | 0,79 | 0,05 | 0,67 | 259 | 22,2 |
| 26 | 0,86 | 0,03 | 0,78 | 65 | 7,1 |
| 27 | 0,86 | 0,03 | 0,78 | 28 | 3,2 |
| 28 | 0,88 | 0,02 | 0,80 | 48 | 6,3 |
| 29 | 0,81 | 0,04 | 0,70 | 78 | 8,6 |
| 30 | 0,79 | 0,04 | 0,68 | 74 | 8,7 |
| 31 | 0,72 | 0,05 | 0,59 | 97 | 11,7 |
| 32 | 0,77 | 0,04 | 0,64 | 218 | 24,9 |
| 33 | 0,77 | 0,04 | 0,65 | 102 | 13,9 |
| 34 | 0,77 | 0,08 | 0,65 | 117 | 16,2 |
| 35 | 0,74 | 0,03 | 0,61 | 94 | 15,4 |

Tab. 2: Výsledky porovnání automatické segmentace karcinomu prostaty s manuální segmentací - datová sada II

| Řez | CORR | MSE | DICE | Rozdíl plochy [px] | Rozdíl plochy [%] |
|-----|------|------|------|--------------------|-------------------|
| 1 | 0,23 | 0,09 | 0,16 | 215 | 39,2 |
| 2 | 0,23 | 0,09 | 0,16 | 250 | 42,6 |
| 3 | 0,47 | 0,07 | 0,32 | 233 | 41,7 |
| 4 | 0,50 | 0,07 | 0,34 | 261 | 43,9 |
| 5 | 0,62 | 0,05 | 0,46 | 201 | 36,9 |
| 6 | 0,55 | 0,06 | 0,38 | 239 | 40,9 |
| 7 | 0,63 | 0,07 | 0,43 | 423 | 54,2 |
| 8 | 0,62 | 0,07 | 0,41 | 479 | 58,1 |
| 9 | 0,58 | 0,08 | 0,38 | 496 | 60,0 |
| 10 | 0,60 | 0,07 | 0,60 | 451 | 56,5 |
| 11 | 0,57 | 0,07 | 0,39 | 392 | 54,8 |
| 12 | 0,60 | 0,07 | 0,39 | 483 | 60,5 |
| 13 | 0,57 | 0,08 | 0,36 | 508 | 62,0 |
| 14 | 0,61 | 0,07 | 0,41 | 489 | 59,5 |
| 15 | 0,64 | 0,06 | 0,44 | 433 | 56,2 |
| 16 | 0,65 | 0,06 | 0,45 | 413 | 54,9 |
| 17 | 0,59 | 0,08 | 0,38 | 549 | 62,1 |
| 18 | 0,61 | 0,07 | 0,40 | 494 | 59,9 |
| 19 | 0,65 | 0,06 | 0,46 | 396 | 53,7 |
| 20 | 0,65 | 0,07 | 0,45 | 458 | 54,7 |
| 21 | 0,67 | 0,07 | 0,48 | 452 | 52,0 |
| 22 | 0,66 | 0,07 | 0,46 | 456 | 53,6 |
| 23 | 0,63 | 0,08 | 0,44 | 558 | 56,0 |
| 24 | 0,65 | 0,07 | 0,46 | 491 | 53,5 |
| 25 | 0,57 | 0,09 | 0,36 | 643 | 63,8 |
| 26 | 0,59 | 0,09 | 0,39 | 585 | 61,3 |
| 27 | 0,66 | 0,07 | 0,47 | 450 | 52,0 |
| 28 | 0,66 | 0,06 | 0,47 | 412 | 50,4 |
| 29 | 0,70 | 0,05 | 0,53 | 329 | 44,3 |
| 30 | 0,74 | 0,04 | 0,59 | 221 | 33,6 |
| 31 | 0,67 | 0,05 | 0,51 | 229 | 34,2 |
| 32 | 0,61 | 0,06 | 0,44 | 279 | 43,1 |
| 33 | 0,72 | 0,05 | 0,56 | 288 | 40,7 |

Tab. 3: Výsledky porovnání automatické segmentace karcinomu prostaty s manuální segmentací - datová sada III

| Řez | CORR | MSE | DICE | Rozdíl plochy [px] | Rozdíl plochy [%] |
|-----|------|------|------|--------------------|-------------------|
| 1 | 0,71 | 0,03 | 0,56 | 125 | 32,0 |
| 2 | 0,71 | 0,02 | 0,67 | 226 | 53,7 |
| 3 | 0,81 | 0,03 | 0,68 | 232 | 45,4 |
| 4 | 0,78 | 0,03 | 0,63 | 273 | 55,3 |
| 5 | 0,78 | 0,03 | 0,65 | 241 | 44,4 |
| 6 | 0,84 | 0,03 | 0,74 | 152 | 23,5 |
| 7 | 0,89 | 0,02 | 0,81 | 35 | 4,8 |
| 8 | 0,83 | 0,03 | 0,72 | 153 | 23,5 |
| 9 | 0,86 | 0,02 | 0,77 | 3 | 0,4 |
| 10 | 0,85 | 0,03 | 0,74 | 163 | 24,4 |
| 11 | 0,82 | 0,03 | 0,70 | 231 | 36,6 |
| 12 | 0,85 | 0,03 | 0,75 | 180 | 26,5 |
| 13 | 0,83 | 0,03 | 0,73 | 148 | 20,9 |
| 14 | 0,80 | 0,03 | 0,68 | 229 | 35,8 |
| 15 | 0,85 | 0,03 | 0,76 | 153 | 21,5 |
| 16 | 0,84 | 0,03 | 0,74 | 124 | 16,4 |
| 17 | 0,86 | 0,03 | 0,78 | 60 | 7,3 |
| 18 | 0,82 | 0,04 | 0,72 | 75 | 7,3 |
| 19 | 0,84 | 0,03 | 0,75 | 1 | 0,1 |
| 20 | 0,86 | 0,03 | 0,77 | 28 | 3,1 |
| 21 | 0,85 | 0,03 | 0,76 | 12 | 1,3 |
| 22 | 0,84 | 0,03 | 0,75 | 38 | 4,1 |
| 23 | 0,86 | 0,03 | 0,77 | 92 | 9,7 |
| 24 | 0,88 | 0,02 | 0,80 | 88 | 9,5 |
| 25 | 0,86 | 0,02 | 0,77 | 53 | 7,1 |
| 26 | 0,79 | 0,03 | 0,68 | 130 | 19,6 |
| 27 | 0,83 | 0,03 | 0,73 | 13 | 1,6 |
| 28 | 0,85 | 0,02 | 0,75 | 35 | 4,8 |
| 29 | 0,82 | 0,03 | 0,71 | 38 | 5,5 |
| 30 | 0,83 | 0,02 | 0,72 | 133 | 22,7 |
| 31 | 0,86 | 0,02 | 0,76 | 125 | 21,9 |
| 32 | 0,83 | 0,02 | 0,72 | 102 | 17,3 |
| 33 | 0,80 | 0,03 | 0,69 | 61 | 10,1 |
| 34 | 0,80 | 0,03 | 0,67 | 193 | 39,1 |
| 35 | 0,87 | 0,02 | 0,78 | 128 | 23,0 |
| 36 | 0,86 | 0,02 | 0,77 | 53 | 9,4 |
| 37 | 0,87 | 0,02 | 0,78 | 63 | 11,6 |
| 38 | 0,84 | 0,02 | 0,73 | 104 | 23,4 |

| | | | | | |
|----|------|------|------|-----|------|
| 39 | 0,86 | 0,01 | 0,76 | 113 | 27,0 |
| 40 | 0,86 | 0,02 | 0,76 | 73 | 15,5 |

Tab. 4: Výsledky porovnání automatické segmentace karcinomu prostaty s manuální segmentací - datová sada IV

| Řez | CORR | MSE | DICE | Rozdíl plochy [px] | Rozdíl plochy [%] |
|-----|------|------|------|--------------------|-------------------|
| 1 | 0,67 | 0,05 | 0,52 | 183 | 35,5 |
| 2 | 0,64 | 0,06 | 0,48 | 297 | 61,9 |
| 3 | 0,79 | 0,04 | 0,68 | 91 | 12,7 |
| 4 | 0,76 | 0,05 | 0,65 | 83 | 11,2 |
| 5 | 0,85 | 0,03 | 0,77 | 47 | 6,3 |
| 6 | 0,67 | 0,06 | 0,55 | 92 | 14,0 |
| 7 | 0,76 | 0,05 | 0,64 | 70 | 8,3 |
| 8 | 0,73 | 0,05 | 0,61 | 59 | 8,4 |
| 9 | 0,79 | 0,04 | 0,68 | 146 | 16,1 |
| 10 | 0,78 | 0,05 | 0,66 | 200 | 20,8 |
| 11 | 0,82 | 0,04 | 0,72 | 76 | 9,1 |
| 12 | 0,78 | 0,04 | 0,68 | 54 | 6,6 |
| 13 | 0,79 | 0,04 | 0,68 | 147 | 16,3 |
| 14 | 0,76 | 0,05 | 0,63 | 264 | 26,6 |
| 15 | 0,84 | 0,03 | 0,74 | 123 | 14,6 |
| 16 | 0,78 | 0,05 | 0,65 | 285 | 29,0 |
| 17 | 0,79 | 0,05 | 0,66 | 346 | 33,0 |
| 18 | 0,80 | 0,05 | 0,68 | 282 | 28,5 |
| 19 | 0,84 | 0,04 | 0,74 | 236 | 24,6 |
| 20 | 0,87 | 0,03 | 0,78 | 211 | 21,8 |
| 21 | 0,88 | 0,03 | 0,80 | 172 | 18,5 |
| 22 | 0,84 | 0,04 | 0,75 | 201 | 20,8 |
| 23 | 0,86 | 0,03 | 0,77 | 152 | 16,7 |
| 24 | 0,85 | 0,03 | 0,76 | 171 | 18,4 |
| 25 | 0,85 | 0,03 | 0,76 | 202 | 20,4 |
| 26 | 0,89 | 0,02 | 0,81 | 168 | 18,4 |
| 27 | 0,87 | 0,03 | 0,79 | 165 | 19,1 |
| 28 | 0,89 | 0,02 | 0,82 | 37 | 5,5 |
| 29 | 0,83 | 0,02 | 0,83 | 30 | 4,6 |
| 30 | 0,84 | 0,03 | 0,75 | 68 | 9,2 |
| 31 | 0,84 | 0,03 | 0,74 | 174 | 20,3 |
| 32 | 0,85 | 0,03 | 0,76 | 30 | 4,8 |
| 33 | 0,77 | 0,04 | 0,65 | 185 | 24,2 |
| 34 | 0,77 | 0,04 | 0,63 | 219 | 29,4 |
| 35 | 0,78 | 0,03 | 0,66 | 168 | 25,4 |

| | | | | | |
|----|------|------|------|-----|------|
| 36 | 0,76 | 0,04 | 0,61 | 221 | 32,4 |
| 37 | 0,73 | 0,04 | 0,57 | 248 | 37,1 |
| 38 | 0,74 | 0,03 | 0,60 | 140 | 27,6 |
| 39 | 0,67 | 0,04 | 0,50 | 177 | 37,9 |
| 40 | 0,60 | 0,04 | 0,43 | 194 | 39,7 |

Tab. 5: Výsledky porovnání automatické segmentace karcinomu prostaty s manuální segmentací - datová sada V

| Řez | CORR | MSE | DICE | Rozdíl plochy [px] | Rozdíl plochy [%] |
|-----|------|------|------|--------------------|-------------------|
| 1 | 0,82 | 0,02 | 0,69 | 134 | 26,1 |
| 2 | 0,73 | 0,03 | 0,57 | 229 | 37,1 |
| 3 | 0,65 | 0,05 | 0,46 | 338 | 46,1 |
| 4 | 0,64 | 0,05 | 0,44 | 469 | 54,5 |
| 5 | 0,61 | 0,06 | 0,42 | 516 | 55,4 |
| 6 | 0,62 | 0,06 | 0,42 | 499 | 54,2 |
| 7 | 0,63 | 0,06 | 0,44 | 485 | 52,3 |
| 8 | 0,66 | 0,06 | 0,47 | 463 | 50,1 |
| 9 | 0,64 | 0,06 | 0,44 | 535 | 54,8 |
| 10 | 0,66 | 0,05 | 0,47 | 452 | 51,1 |
| 11 | 0,63 | 0,07 | 0,44 | 563 | 55,4 |
| 12 | 0,65 | 0,06 | 0,46 | 497 | 49,7 |
| 13 | 0,65 | 0,06 | 0,46 | 380 | 39,9 |
| 14 | 0,82 | 0,03 | 0,70 | 231 | 26,2 |
| 15 | 0,84 | 0,03 | 0,74 | 199 | 22,1 |
| 16 | 0,80 | 0,04 | 0,68 | 263 | 27,3 |
| 17 | 0,84 | 0,03 | 0,74 | 96 | 11,9 |
| 18 | 0,81 | 0,03 | 0,70 | 119 | 14,1 |
| 19 | 0,82 | 0,03 | 0,72 | 59 | 7,6 |
| 20 | 0,84 | 0,03 | 0,74 | 139 | 16,1 |
| 21 | 0,87 | 0,02 | 0,79 | 73 | 8,9 |
| 22 | 0,89 | 0,02 | 0,82 | 59 | 6,9 |
| 23 | 0,83 | 0,03 | 0,73 | 73 | 8,2 |
| 24 | 0,81 | 0,03 | 0,71 | 65 | 7,6 |
| 25 | 0,81 | 0,03 | 0,71 | 105 | 11,9 |
| 26 | 0,80 | 0,03 | 0,69 | 92 | 11,2 |
| 27 | 0,80 | 0,03 | 0,68 | 27 | 3,6 |
| 28 | 0,83 | 0,03 | 0,73 | 31 | 4,4 |
| 29 | 0,78 | 0,03 | 0,66 | 103 | 12,8 |
| 30 | 0,74 | 0,03 | 0,61 | 38 | 6,1 |
| 31 | 0,71 | 0,03 | 0,56 | 174 | 28,2 |
| 32 | 0,64 | 0,04 | 0,49 | 66 | 12,9 |

| | | | | | |
|----|------|------|------|-----|------|
| 33 | 0,71 | 0,04 | 0,58 | 28 | 4,9 |
| 34 | 0,74 | 0,03 | 0,60 | 88 | 17,6 |
| 35 | 0,70 | 0,04 | 0,56 | 26 | 4,2 |
| 36 | 0,68 | 0,04 | 0,54 | 5 | 0,9 |
| 37 | 0,67 | 0,04 | 0,52 | 116 | 26,6 |
| 38 | 0,71 | 0,03 | 0,56 | 82 | 18,2 |
| 39 | 0,63 | 0,04 | 0,49 | 22 | 4,0 |
| 40 | 0,65 | 0,04 | 0,50 | 5 | 1,0 |

Tab. 6: Výsledky porovnání automatické segmentace močového měchýře s manuální segmentací - datová sada I

| Řez | CORR | MSE | DICE | Rozdíl plochy [px] | Rozdíl plochy [%] |
|-----|------|------|------|--------------------|-------------------|
| 1 | 0,89 | 0,05 | 0,85 | 117 | 4,51 |
| 2 | 0,86 | 0,06 | 0,80 | 454 | 20,74 |
| 3 | 0,87 | 0,05 | 0,83 | 133 | 5,61 |
| 4 | 0,80 | 0,07 | 0,74 | 43 | 2,02 |
| 5 | 0,87 | 0,05 | 0,82 | 120 | 5,74 |
| 6 | 0,91 | 0,03 | 0,87 | 36 | 1,69 |
| 7 | 0,91 | 0,03 | 0,86 | 175 | 8,87 |
| 8 | 0,93 | 0,02 | 0,89 | 95 | 5,04 |
| 9 | 0,90 | 0,03 | 0,85 | 265 | 16,18 |
| 10 | 0,88 | 0,04 | 0,82 | 289 | 19,41 |
| 11 | 0,85 | 0,04 | 0,77 | 108 | 7,21 |
| 12 | 0,84 | 0,04 | 0,76 | 173 | 13,46 |
| 13 | 0,90 | 0,02 | 0,84 | 4 | 0,31 |
| 14 | 0,79 | 0,04 | 0,68 | 125 | 11,66 |
| 15 | 0,68 | 0,05 | 0,52 | 337 | 36,71 |

Tab. 7: Výsledky porovnání automatické segmentace močového měchýře s manuální segmentací - datová sada II

| Řez | CORR | MSE | DICE | Rozdíl plochy [px] | Rozdíl plochy [%] |
|-----|------|------|------|--------------------|-------------------|
| 1 | 0,83 | 0,05 | 0,76 | 84 | 6,5 |
| 2 | 0,81 | 0,05 | 0,72 | 201 | 17,4 |
| 3 | 0,81 | 0,05 | 0,71 | 198 | 16,1 |
| 4 | 0,74 | 0,05 | 0,64 | 380 | 34,5 |
| 5 | 0,77 | 0,04 | 0,74 | 101 | 9,9 |
| 6 | 0,83 | 0,03 | 0,77 | 71 | 7,2 |
| 7 | 0,85 | 0,03 | 0,80 | 146 | 15,7 |
| 8 | 0,88 | 0,03 | 0,76 | 153 | 18,4 |
| 9 | 0,85 | 0,07 | 0,59 | 374 | 42,5 |
| 10 | 0,72 | 0,09 | 0,49 | 402 | 52,4 |

| | | | | | |
|----|------|------|------|-----|------|
| 11 | 0,62 | 0,03 | 0,70 | 174 | 22,8 |
| 12 | 0,82 | 0,03 | 0,64 | 182 | 26,8 |
| 13 | 0,78 | 0,02 | 0,67 | 148 | 28,6 |
| 14 | 0,80 | 0,02 | 0,70 | 100 | 19,9 |
| 15 | 0,82 | 0,03 | 0,60 | 112 | 24,1 |

Tab. 8: Výsledky porovnání automatické segmentace močového měchýře s manuální segmentací - datová sada III

| Řez | CORR | MSE | DICE | Rozdíl plochy [px] | Rozdíl plochy [%] |
|-----|------|------|------|--------------------|-------------------|
| 1 | 0,89 | 0,04 | 0,84 | 112 | 6,0 |
| 2 | 0,87 | 0,04 | 0,82 | 111 | 6,3 |
| 3 | 0,91 | 0,03 | 0,85 | 192 | 12,3 |
| 4 | 0,89 | 0,03 | 0,84 | 167 | 11,4 |
| 5 | 0,77 | 0,06 | 0,63 | 567 | 58,1 |
| 6 | 0,73 | 0,14 | 0,73 | 337 | 36,2 |
| 7 | 0,81 | 0,04 | 0,71 | 129 | 11,3 |
| 8 | 0,88 | 0,02 | 0,81 | 123 | 12,1 |
| 9 | 0,83 | 0,03 | 0,73 | 134 | 16,5 |
| 10 | 0,68 | 0,04 | 0,53 | 92 | 16,8 |
| 11 | 0,58 | 0,08 | 0,39 | 686 | 70,6 |
| 12 | 0,58 | 0,13 | 0,39 | 697 | 66,2 |
| 13 | 0,51 | 0,07 | 0,29 | 656 | 70,9 |

Tab. 9: Výsledky porovnání automatické segmentace močového měchýře s manuální segmentací - datová sada IV

| Řez | CORR | MSE | DICE | Rozdíl plochy [px] | Rozdíl plochy [%] |
|-----|------|------|------|--------------------|-------------------|
| 1 | 0,87 | 0,05 | 0,83 | 117 | 5,4 |
| 2 | 0,89 | 0,04 | 0,84 | 198 | 10,0 |
| 3 | 0,91 | 0,03 | 0,86 | 263 | 14,9 |
| 4 | 0,87 | 0,04 | 0,80 | 153 | 9,1 |
| 5 | 0,89 | 0,03 | 0,83 | 111 | 7,4 |
| 6 | 0,91 | 0,03 | 0,86 | 175 | 12,3 |
| 7 | 0,71 | 0,07 | 0,57 | 444 | 51,6 |
| 8 | 0,85 | 0,03 | 0,76 | 148 | 12,3 |
| 9 | 0,78 | 0,04 | 0,67 | 166 | 15,5 |
| 10 | 0,81 | 0,03 | 0,69 | 290 | 41,7 |
| 11 | 0,58 | 0,11 | 0,38 | 929 | 148,4 |
| 12 | 0,54 | 0,11 | 0,37 | 797 | 123,8 |
| 13 | 0,40 | 0,14 | 0,24 | 1033 | 210,4 |

Tab. 10: Výsledky porovnání automatické segmentace močového měchýře s manuální segmentací - datová sada V

| Řez | CORR | MSE | DICE | Rozdíl plochy [px] | Rozdíl plochy [%] |
|------------|-------------|------------|-------------|---------------------------|--------------------------|
| 1 | 0,84 | 0,05 | 0,77 | 106 | 6,6 |
| 2 | 0,85 | 0,05 | 0,77 | 403 | 29,8 |
| 3 | 0,80 | 0,06 | 0,69 | 565 | 45,7 |
| 4 | 0,84 | 0,05 | 0,75 | 384 | 29,3 |
| 5 | 0,84 | 0,04 | 0,75 | 330 | 29,8 |
| 6 | 0,82 | 0,04 | 0,71 | 388 | 39,8 |
| 7 | 0,79 | 0,05 | 0,66 | 379 | 43,2 |
| 8 | 0,76 | 0,06 | 0,61 | 491 | 63,8 |
| 9 | 0,86 | 0,02 | 0,77 | 56 | 8,2 |
| 10 | 0,61 | 0,07 | 0,40 | 611 | 138,5 |
| 11 | 0,50 | 0,10 | 0,30 | 858 | 196,3 |